

Stimulierte Verarbeitungsprozesse im Schlaf-EEG

ABHANDLUNG

zur Erlangung der Doktorwürde
der Philosophischen Fakultät I
der Universität Zürich

vorgelegt von

Cornelia C. Müller

von Zürich & Basel

Angenommen auf Antrag von
Frau Prof. Dr. I. Strauch

ADAG Administration & Druck AG

Zürich 1986

Stimulierte Verarbeitungsprozesse im Schlaf-EEG

ABHANDLUNG

zur Erlangung der Doktorwürde
der Philosophischen Fakultät I
der Universität Zürich

vorgelegt von

Cornelia C. Müller

von Zürich & Basel

Angenommen auf Antrag von
Frau Prof. Dr. I. Strauch

ADAG Administration & Druck AG

Zürich 1986



Digitized by the Internet Archive
in 2026

"den Meisten-von-Uns vergeht das Leben damit,
die in der Jugend verkehrt eingestellten Mass-
stäbe mühsam wieder zu adjustieren."

ARNO SCHMIDT

(Trommler beim Zaren, 1959)

INHALTSVERZEICHNIS

VORWORT	i
EINLEITUNG	ii

Kapitel	Seite
---------	-------

I. THEORETISCHER TEIL	1
-----------------------	---

Zustandsabhängiges Lernen und Erinnern	1
Zustands-Wechsel-Modell von Koukkou & Lehmann	2
Methodische Ansätze in EEG-Schlafstudien	6
Verfahren zur automatischen Klassifikation von Schlafstadien	10
Wahl der Frequenzbänder	12
Individualität des EEGs	15
Individualität des Wach-EEGs	15
Individualität des Schlaf-EEGs	17
Stimulierte Verarbeitungsprozesse im Schlaf	20
Hypothesen	22

II. METHODEN	24
--------------	----

Experimentelles Design	24
Beschreibung der Stichprobe	24
Auswahl des verbalen Materials	26
Kriterien für die Bestimmung der Schlafstadien	27
Erfassen des Schlafverhaltens und Fragebogen	28
Durchführung des Experiments	29
Registrierung und Digitalisierung der EEG-Zeitreihen	30
Ableitung des Elektroencephalogramms, des	
Elektrookulogramms und des Elektromyogramms	30
Datenorganisation	33
Artefaktkodierung	34
Digitalisierung der EEG-Zeitreihen	35
Statistische Verfahren	36
Spektralanalyse (Fourier-Transformation)	36
Spektralmuster	38
Multivariater Ansatz	47
Ähnlichkeitsmatrix	47
Multidimensionale Skalierung (MDS)	47
Clusteranalyse	49
Trennung der Schlafstadien mittels univariater Methoden	51

III. ERGEBNISSE	52
-----------------	----

Schlafverhalten	52
Einschätzung des allgemeinen Schlafverhaltens	52
Beurteilung des Schlafs im Labor	55
Einschlaflatenz im Labor	56

Schlafdefizit	58
Erinnerungen an Träume und Reize	59
Typologie des Wach-EEGs	62
Trennung der Schlafstadien mittels MDS und Clusteranalyse	66
Homogenisierung der Schlafstadien 2, 3 und REM	66
Die Schlafstadien 2, 3 und REM vor der Reizdarbietung	70
Die Schlafstadien 2, 3 und REM nach der Reizdarbietung	77
EEG-Reaktivität im Schlafstadium 2	83
Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen	88
EEG-Reaktivität im Schlafstadium 3	99
Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen	104
EEG-Reaktivität im Schlafstadium REM	104
Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen	118
Zusammenfassung	128
Individuelle Stabilität der Spektralmuster	135
 IV. DISKUSSION DER ERGEBNISSE	 140
EEG-Reaktivität	140
Individualität des Schlaf-EEGs	143
Kritik des methodischen Ansatzes	144
 LITERATURNACHWEIS	 145
 ANHANG	 156

VORWORT

Die vorliegende experimentelle Studie wurde an der Forschungsabteilung der Psychiatrischen Universitätsklinik Zürich, Leiter Prof. Dr. J. Angst, realisiert. Für die Uebergabe des Themas und für die Betreuung der theoretischen Teile bedanke ich mich herzlich bei Frau Dr. Martha Lehmann-Koukkou. Besonders dankbar bin ich für die fachliche und methodische Unterstützung von Dr. Hans Stassen, Volker Conen und Gianni Bomben, Mitarbeiter an der Forschungsabteilung der Psychiatrischen Universitätsklinik Zürich. Auch bei Brigitte Kocher und Wilfried Manske, ebenfalls Mitarbeiter an derselben Forschungsabteilung, bedanke ich mich für ihre freundliche Hilfe. Finanziell unterstützt wurde meine Arbeit grosszügig von der Holderbank AG, vom Kanton Zürich und von Paul J. Müller. Bei Frau Ursula Cridazzi bedanke ich mich für ihre sprachliche und grammatikalische Lesearbeit. Mein Dank geht auch an die Leitung der Rekrutenschule Zürich, an Oberstleutnant Näf, Major Josi, Hauptmann Hungerbühler und an alle Versuchspersonen, die sich am Experiment beteiligten.

Zürich, Januar 1986

EINLEITUNG

Die vorliegende Arbeit leistet einen experimentellen Beitrag zum Thema der kognitiven Verarbeitung externer akustischer Information im Schlaf anhand des EEGs.

Die theoretischen Annahmen der differentiellen Verarbeitung von sprachlichen Stimuli basieren auf den Konzepten des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns (Overton, 1978), der Orientierungsreaktion (Sokolov, 1975; Öhman, 1979) sowie auf dem Zustands-Wechsel-Modell von Koukkou & Lehmann (1980a, 1980b, 1983). Experimentell untersucht werden Messausschnitte des EEGs vor und nach der Darbietung von unterschiedlichen, semantisch sinnvollen und sinnlosen (Kontrolle) Sätzen in den Schlafstadien 2, 3 und REM bei 23 Versuchspersonen. Die kognitive Verarbeitung der dargebotenen Information wird durch das Aufzeichnen der Träume und Erinnerungen an die Stimuli erfasst. Die Hypothesen gehen davon aus, dass die ausgelösten EEG-Veränderungen schlafstadiums- und informationsspezifisch sind, d.h. sie hängen vom momentanen funktionellen Zustand des Gehirns und vom Informationsgehalt des dargebotenen Reizes ab.

Es ist im weiteren ein Anliegen dieser Arbeit, einen neueren, wenig verwendeten methodischen Ansatz zur Analyse des EEGs vorzustellen. Die Auswertungen basieren auf EEG-Spektralmustern, die aus den Spektren konsekutiver EEG-Zeitreihen geschätzt sind. Der multivariate Ansatz verwendet die multidimensionale Skalierung (MDS) und die Clusteranalyse, um die strukturellen Eigenschaften des EEGs unter den experimentellen Bedingungen darzustellen.

Die Arbeit liefert eine Uebersicht über die neuere Literatur der automatischen Analyse des Schlaf-EEGs unter Berücksichtigung methodischer Aspekte der Schlaf-EEG-Forschung.

Aus verschiedenen Untersuchungen ist bekannt, dass sich das Wach-EEG durch eine individuelle charakteristische Variabilität und zeitliche Stabilität auszeichnet (Travis, 1936, 1937; Berkhout & Walter, 1968; Matoušek & Petersén, 1973; Van Dis et. al., 1979; Stassen et. al., 1982; Stassen, 1985). Das Schlaf-EEG wurde unter dem Aspekt der Individualität wenig untersucht (Henry, 1941a; Johnson et. al., 1969; Feinberg, 1980; Molinari et. al., 1984). Die Arbeit fasst die vorhandene Literatur zur Individualität des Wach- und Schlaf-EEGs zusammen und untersucht an der vorliegenden Stichprobe diese Frage.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung stellen die Nützlichkeit des multivariaten Ansatzes für die EEG-Forschung exemplarisch dar, bestätigen teilweise tendentiell die Annahmen zur schlafstadiums- und informationsspezifischen Abhängigkeit der EEG-Reaktivität und sind ein Hinweis auf die individuelle charakteristische Variabilität des Schlaf-EEGs und dessen zeitliche Stabilität.

Kapitel I

THEORETISCHER TEIL

1.1 ZUSTANDSABHAENGIGES LERNEN UND ERINNERN

Die Hypothesen zu diesem Experiment gründen auf dem Zustands-Wechsel-Modell von Koukkou & Lehmann (1980a, 1980b, 1983). Das Modell geht davon aus, dass die Hirnaktivität eine Folge von unterschiedlichen funktionellen Zuständen ist und dass den funktionellen Zuständen im Schlaf und im Wachen verschiedene kognitive Denkstrategien, verschiedene Gedächtnisspeicher und verschiedene EEG-Muster zugeordnet werden können. Das Konzept des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns erhält dabei eine besondere Bedeutung. Im Folgenden sind die theoretischen Annahmen des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns kurz erläutert.

Dissoziiertes oder zustandsabhängiges Lernen bezeichnet folgendes Lernphänomen: ein unter dem Einfluss einer Droge gelerntes Verhalten kann teilweise nicht mehr in einem drogenfreien Zustand reproduziert, abgerufen werden. Hingegen tritt das Verhalten bei erneuter Gabe der betreffenden Droge wieder auf, d.h. es ist dann wieder abrufbar, erinnerbar. Das bedeutet, dass das gelernte Verhalten an den (Drogen-) Zustand gebunden ist, der zum Zeitpunkt des Lernens vorhanden war (Otis, 1964, Overton, 1972, 1973a). Anders formuliert, zustandsabhängiges Lernen und Erinnern bedeuten, dass die Verfügbarkeit eines Gedächtnisinhalts vom Vorhandensein des Zustandes, der während des Lernens wirksam war, abhängig ist. Eine breite Diskussion und Uebersicht über die theoretischen Implikationen des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns findet sich bei Overton (1978).

Die Ergebnisse des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns beziehen sich auf Tierexperimente an Mäusen, Ratten, Katzen, Hunden und Affen, aber auch auf Humanexperimente (Bustamante, Jordan, Vila, Gonzalez & Insua, 1970; Goodwin, Powell, Bremer, Hoine & Stern, 1969). Die zustandsabhängige Dissoziation von gelerntem Verhalten ist asymmetrisch. Verhalten, das im drogenfreien Zustand gelernt wird, kann häufig im drogenbeeinflussten Zustand abgerufen werden. Im umgekehrten Fall bleibt hingegen das gelernte Verhalten vom drogenbeeinflussten Zustand abhängig (Overton, 1973b). Das unter Drogeneinfluss gelernte Verhalten kann nur partiell im drogenfreien Zustand abgerufen werden, vorausgesetzt, der Unterschied zwischen den beiden Zuständen ist klein genug (Overton, 1979). Nach Pusakulich & Nielson (1976) werden unterschiedliche Lernstrategien je nach Zustand (mit oder ohne Droge) zur Bewältigung der gleichen Aufgabe benützt, da durch den Drogeneffekt die normalerweise zugänglichen Lernstrategien blockiert sind.

Wird verschiedenes Verhalten in verschiedenen Zuständen gelernt und zustandsabhängig reproduziert, spricht man von einer Diskriminierung verschiedener drogenbeeinflusster Zustände. Zustandsabhängiges Lernen und Erinnern kann nur mit zentral wirksamen Substanzen gezeigt werden, dafür aber mit einer breiten Palette an Substanzen wie beispielsweise Alkohol (Overton,

1972), Anästhetika, Antidepressiva, Neuroleptika, Tranquilizer, Stimulantien und Halluzinogene (Overton, 1973a). Zudem wurde gezeigt, dass Pharmaka derselben Klasse schlechter oder nicht diskriminiert werden können, hingegen zeigen Pharmaka verschiedener Klassen oft gute zustandsabhängige Diskriminierung.

Bezogen auf das Zustands-Wechsel-Modell kann zusammenfassend festgehalten werden, dass Lernen und Erinnern vom funktionellen Zustand des Gehirns abhängen.

1.2 ZUSTANDS-WECHSEL-MODELL VON KOUKKOU & LEHMANN

Das Zustands-Wechsel-Modell von Koukkou & Lehmann (1980a, 1980b, 1983) basiert auf den Konzepten der funktionellen Zustände des Gehirns, des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns und der Orientierungsreaktion (Sokolov, 1975; Ohman, 1979). Zur Beschreibung der funktionellen Zustände dient als physiologische Messung das EEG, das eine fortlaufende, direkte Registrierung der Gehirnaktivität erlaubt. Das EEG ist ein empfindlicher Indikator zur Bestimmung der funktionellen Zustände (Vigilanz-Niveau, Entwicklungsstand, Drogenwirkung). Die durch das EEG definierten Zustände können bezüglich ihrer topographischen Lokalisation unterschiedliche Ausdehnung aufweisen, von langer Dauer (Wachheit, Schlafstadien, Entwicklungsstadien) oder von kurzer Dauer (spontane Fluktuationen der Aufmerksamkeit, evozierte EEG-Veränderungen) sein. Durch die Orientierungsreaktion auf eintreffende Information wird der funktionelle Zustand des Gehirns und damit das EEG adaptiv verändert. Zu beobachten sind kurzzeitige Fluktuationen im EEG als Anpassung des Organismus an das Anspruchsniveau der eintreffenden Information.

In Abbildung 1 ist eine graphische Darstellung des Zustands-Wechsel-Modells (entnommen aus Koukkou & Lehmann, 1983) abgebildet. Eintreffende Information (Input) gelangt ins analysierende System der Informationsverarbeitung (Logic/Processing), ins Motivationssystem (Motivation/Emotions) und ins Kontrollsystem (Control of Functional State). Das analysierende Verarbeitungssystem erstellt eine intellektuelle Begutachtung der Information (z.B. es ist sehr hell). Das Motivationssystem überprüft die Information auf ihren emotionalen Gehalt (z.B. unangenehm, weil sehr hell). Gleichzeitig erfolgt ein Vergleich der Information im Kurzzeit-Gedächtnisspeicher (Short-Term Storage, Working Memory) mit früheren, ähnlichen Erfahrungen, die im zugänglichen Langzeit-Gedächtnisspeicher (Long-Term Storage) sind. Diese Prozesse führen letztlich zur Identifikation der Information und entsprechen der automatischen, unbewussten initialen Interpretation der Information (Neisser, 1976) und definieren die Charakteristika der physiologischen und psychologischen Verhaltensantwort des Organismus. Die Verhaltensantwort (Output) ist abhängig von der initialen Interpretation der Information und der daraus folgenden Weiterverarbeitung (Orientierungsreaktion als Zustandswechsel oder automatische Verhaltensantwort unter Beibehaltung des funktionellen Zustandes). Die Verarbeitung der Information bezieht den momentanen emotionalen Zustand mit ein, der seinerseits Einflüsse aus dem vegetativen System (Vegetativ-Endocrine System) erhält. Das Kontrollsystem, das die Kontrolle des funktionellen Zustandes des Gesamtsystems überwacht, erhält Steuereinflüsse vom Zeitgeber (Clock) und nimmt steuernd Einfluss auf das vegetative System, das Motivationssystem, die Informationsverarbeitung und auf die Schleuse (Gate), die den Zugang zum zustandsabhängigen Gedächtnisspeicher reguliert.

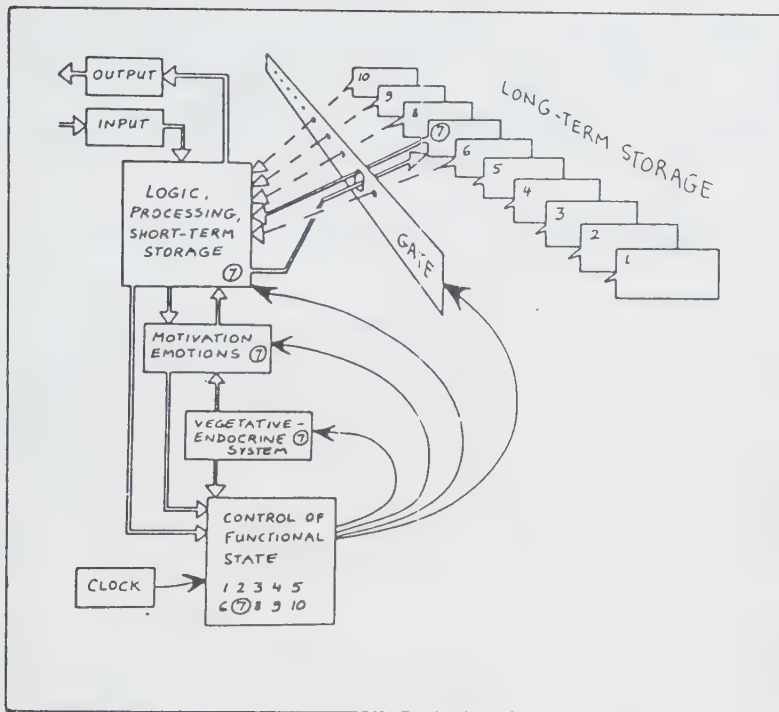


ABBILDUNG 1: Funktionsmodell des Gehirns

doppelte Linien: verfügbare Informationskanäle; unterbrochene Linien: teilweise verfügbare Informationskanäle; durchgezogene Linie (mit schwarzem Pfeil): Kontrollkanäle. Der funktionelle Zustand des Gehirns (in diesem Fall Zustand 7) wird durch das vom Zeitgeber (clock) beeinflusste Kontrollsystem und durch die eintreffende Information aus dem Logik/Verarbeitungs-System mit Kurzzeitspeicher, aus dem Motivations/Emotionen-System und aus dem vegetativen System bestimmt. Umgekehrt steuert das Kontrollsystem die Funktion der drei anderen Systeme, indem sie dem jetzigen funktionellen Zustand angepasst werden. Das Kontrollsystem bewirkt die Öffnung der Schleuse zum entsprechenden Speicher des Langzeit-Gedächtnisses (Speicher 7), und damit kann Information im zugänglichen Speicher abgerufen und gespeichert werden. Die Information in den Speichern mit höherem Vigilanz-Niveau (8-10) ist nur partiell zugänglich, ebenso ist die Information aus nur dem nächstliegenden Speicher mit niedrigerem Vigilanz-Niveau (6) partiell abrufbar. Eine Verschiebung des funktionellen Zustandes führt zur Benützung anderer Langzeit-Gedächtnisspeicher und anderer Verarbeitungsstrategien im Kurzzeit-Gedächtnis. Verschiebungen des funktionellen Zustandes erfolgen spontan oder als Orientierungsreaktion auf verarbeitete Information.

Das Gesamtsystem in Abbildung 1 befindet sich im funktionellen Zustand 7. Die doppelten Linien bezeichnen verfügbare Informationskanäle, die unterbrochenen Linien bezeichnen Informationskanäle, die nur partiell benützt werden können. Die durchgezogenen Linien geben die Richtung (Pfeil) der Steuerungseinflüsse an. Nur der Gedächtnisspeicher (Speicher 7), der zum Zeitpunkt der eintreffenden Information zugänglich ist, kann vollumfänglich benützt werden.¹ Die Speicher höherer Vigilanz (Speicher 8 - 10) und der benachbarte Speicher niedrigerer Vigilanz (Speicher 6) können nur beschränkt gelesen werden (Asymetrie). Die anderen Speicher niedrigerer Vigilanz (Speicher 1 - 5) sind für die Informationsverarbeitung nicht zugänglich. Die Asymmetrie des zustandsabhängigen Lernens und Erinnerns ist damit konzeptuell festgelegt.

Das Langzeit-Gedächtnis umfasst die Summe aller gespeicherten Erfahrungen, die verbal symbolischen und emotionalen Charakteristika dieser Erfahrungen und alle für die Verarbeitung dieser Erfahrungen erworbenen kognitiven Strategien. Das Kurzzeit-Gedächtnis beinhaltet die zu einem bestimmten Zeitpunkt aktivierte Teilmenge der kognitiven Elemente (Erfahrungen und Denkstrategien) des Langzeit-Gedächtnisses. Das Kurzzeit-Gedächtnis dient der Informationsverarbeitung als Speicherplatz. Zu einem bestimmten Zeitpunkt bestimmt der funktionelle Zustand des Gehirns die aktivierte Teilmenge der kognitiven Elemente, die für die Informationsverarbeitung zugänglich ist. Und umgekehrt wird der zu einem bestimmten Zeitpunkt vorhandene funktionelle Zustand durch die Wechselwirkung von aktuellem Motivationszustand, aktivierten assoziativ verknüpften kognitiven Elementen und von eintreffender innerer und/oder äusserer Information definiert.

Die initiale Interpretation eines Stimulus trennt Stimuli, die eine mehr oder weniger intensive Orientierungsreaktion auslösen von jenen, die keine Orientierungsreaktion auslösen (Ohman, 1979). Eine voll ausgebildete Orientierungsreaktion wird dann ausgelöst, wenn der Stimulus neu und/oder wichtig (Motivation) ist. Dabei wird die Richtung der Aufmerksamkeit verändert, eine Aktivierung und EEG-Veränderung findet statt und bei genügender Auslenkung können kontrollierte Informationsverarbeitungsprozesse in Anspruch genommen werden. Bei Stimuli, die bekannt und/oder unwichtig sind, unterbleibt die Orientierungsreaktion, ebenso bleibt die Richtung der Aufmerksamkeit erhalten, keine EEG-Veränderung ist sichtbar und automatische Informationsverarbeitungsprozesse laufen ab (Shiffrin & Schneider, 1977). Wiederholte Darbietung eines neuen Stimulus führt zu adaptiven Veränderungen, einerseits zu einem Verschwinden der Orientierungsreaktion (Habituation als aktiver Prozess) oder andererseits wird eine Verhaltensreaktion auf den Stimulus entwickelt. Die stimuluspezifische Reaktion wird im Langzeit-Gedächtnis abgespeichert und entwickelt sich bei anhaltender Stimuluspräsentation mit der Zeit zu einer automatisierten Reaktion. Die Orientierungsreaktion wird durch die automatisierte spezifische Reaktion ersetzt.

Im Modell verlaufen somit automatisierte Reaktionen auf einen bekannten und/oder unwichtigen Stimulus, ohne eine Veränderung des funktionellen Zustandes hervorzurufen. Die weitere Informationsverarbeitung wird mit den zur Verfügung stehenden kognitiven Strategien im Kurzzeit-Speicher und mit den vor der Ankunft des Stimulus bestehenden Prioritäten (neu oder wichtig) fortgesetzt. Die Orientierungsreaktion auf einen Stimulus, der

¹ Die getrennten Speicherplätze, die als Kontinuum konzeptualisiert sind, korrespondieren mit den funktionellen Zuständen.

Signalcharakter hat, bewirkt einen Wechsel des funktionellen Zustandes, optimal in Richtung eines aktivierteren Zustandes mit höherem Vigilanz-Niveau (in der Abbildung 1 in Richtung Zustand 10). Der Wechsel des funktionellen Zustandes und des Vigilanz-Niveaus impliziert, dass der Zugriff auf andere Gedächtnisspeicher und auf andere zustandsinherente Denkstrategien erfolgt. Die kognitive Weiterverarbeitung ist grundlegend verändert im Vergleich zu den Verarbeitungsprozessen vor dem Eintreffen des Stimulus aufgrund des neu zugänglichen, frisch aktivierten kognitiven Assoziations- und Informationsmaterials.

Der Wechsel von der Wachheit in den Schlaf unterbricht die mentale Aktivität nicht. Träumen wird mit Denken gleichgesetzt, doch verändert sich die Art der mentalen Aktivität (Arkin & Antrobus, 1978). Die initiale Interpretation der Information wie auch die folgende Verarbeitung unterscheiden sich qualitativ im Schlaf von jener der Wachheit. Andere Denkstrategien und Gedächtnisinhalte niedriger Vigilanz werden aktiviert, die dem Wachbewusstsein nicht direkt zugänglich sind. Wenn keine Stimuli mit Signalcharakter unter der eintreffenden Information vorliegen, bleibt der momentane funktionelle Zustand erhalten. Wenn hingegen die Information oder neue Assoziationen Signalcharakter aufweisen, wird ein grösserer oder geringerer Wechsel des funktionellen Zustandes ausgelöst, dessen Ausprägung vom Schlafstadium abhängt. Ein Zustandswechsel bewirkt die Verarbeitung der Information im Kurzzeit-Gedächtnis auf einem neuen, höheren funktionellen Zustand, wobei neue Assoziationen aktivierbar sind und andere, entwickeltere Denkstrategien benützt werden können. Die bearbeitete Information wird dann auch im entsprechend höheren Speicher des Langzeit-Gedächtnisses abgespeichert. Falls nach der ersten Bearbeitung der Information immer noch Stimuli mit Signalcharakter vorhanden sind, hält die Orientierungsreaktion an, eventuell bis zum vollen Erwachen. Kompatibel mit dem zustandsabhängigen Lernen und Erinnern ist, dass die Erinnerbarkeit eines Traumes von der Differenz zwischen dem Zustand, in dem der Traum gespeichert wurde (Schlaf), und demjenigen, in dem der Traum erfragt wird (Wachheit), abhängt. Träume des REM-Schlafs, dessen EEG mehr Ähnlichkeit mit dem Wach-EEG aufweist, werden besser erinnert als Träume des Nicht-REM-Schlafs (Strauch, 1981). Obwohl das Zustands-Wechsel-Modell keine traumspezifischen Prozesse postuliert, sondern die mentale Aktivität des Schlafs wie auch die mentale Aktivität anderer Bewusstseinszustände auf psychophysiologische Mechanismen zurückführt, erklärt es damit Freuds Traumkonzept weitgehend (Koukkou & Lehmann, 1980a, 1983).

Beim normalen Menschen verändert sich die EEG-Aktivität im Wachzustand von der Geburt bis zur Adoleszenz drastisch. Die Amplitude, berechnet über die verschiedenen Frequenzbänder nimmt signifikant in Abhängigkeit des zunehmenden Alters bis zum Ende der Pubertät ab. Es wird mit zunehmendem Alter ein fortlaufendes Ersetzen einer langsameren durch eine schnellere Hirnaktivität beobachtet (Matousek & Petersén, 1973). Aufgrund der Form des EEGs - Amplitude und Frequenz - zeigt die Hirnaktivität des wachen Kindes deutliche Ähnlichkeiten mit jener des schlafenden Erwachsenen. Die beobachteten Ähnlichkeiten führen zur Annahme, dass die funktionellen EEG-Zustände im Schlaf den wachen, entwicklungsgeschichtlich früheren funktionellen Zuständen entsprechen. Die entwicklungsbedingten Veränderungen des EEGs im Wachen können mit den Veränderungen des Vigilanz-Niveaus des EEGs während den Schlafstadien verglichen werden. Einige Ähnlichkeit ist auch zwischen der Denkweise von Kleinkindern und dem kognitiven Ausdruck des Traumes (vorwiegend wirklichkeitsfremde, visuelle Kognitionen) festzustellen. Im Schlaf, so kann nach dem Modell angenommen werden, finden wiederholt

funktionelle Regressionen zu früheren Entwicklungsstadien statt. Da der funktionelle Zustand mit einem spezifischen Gedächtnisspeicher und spezifischen Denkstrategien assoziiert ist, werden während des Schlafes wiederholt entwicklungsgeschichtlich frühere funktionelle Zustände durchlaufen und somit auch entwicklungsgeschichtlich frühere Gedächtnisinhalte und kognitive Strategien benützt. Die Amnesie frühkindlicher Erinnerungen kann als Dissoziation aufgrund verschiedener funktioneller Zustände des Kindesalters und des Erwachsenenalters verstanden werden (Koukkou & Lehmann, 1980a).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass der funktionelle Zustand des Gehirns von normalen erwachsenen Personen zu einem bestimmten Zeitpunkt determiniert ist durch das Zusammenwirken von:

1. externer (Umwelt) und interner (körpereigener) Information,
2. früherer Erfahrung (Gedächtnisinhalte, gelernte Motivationen, kognitive Strategien),
3. angeborener Motivation (Hunger, Sexualität, Neugierde),
4. dem Vigilanz-Niveau (Wachheit, Schlaf),
5. und dem Entwicklungsstadium des Gehirns.

1.3 METHODISCHE ANSÄTZE IN EEG-SCHLAFSTUDIEN

Im Hinblick auf den hier verwendeten methodischen Ansatz ist es von Interesse, einen Einblick in die Literatur der Schlaf-EEG-Forschung zu erhalten. Neben der visuellen Analyse des Schlaf-EEGs befassen sich neuere Arbeiten hauptsächlich mit automatischen Verfahren der EEG-Analyse (u.ä. Power- und Kohärenzspektren, Spektrogramm, einzelne Spektralparameter). In diesem Zusammenhang erhält die Klassifikation der Schlafstadien, die Entwicklung von automatischen Klassifikationsverfahren und deren Vergleich mit der visuellen Analyse - wie sie im nächsten Abschnitt zusammengefasst sind - vermehrt Bedeutung.

Die erste Untersuchung des Schlaf-EEGs und dessen Klassifikation stammt von Loomis, Harvey & Hobart (1937). Dement & Kleitman (1957) fügten der bestehenden Einteilung der Schlafstadien das REM-Stadium hinzu, das sich durch rasche Augenbewegungen, niederfrequentes EEG und erschlafften Muskeltonus auszeichnet. Die heute gängige Klassifikation der Schlafstadien, die auch on-line in dieser Arbeit verwendet wurde, wurde von Rechtschaffen & Kales (1968) publiziert.

Ein zusammenfassender Ueberblick über methodische Ansätze der automatischen Verarbeitung des EEGs und im besonderen des Schlaf-EEGs findet sich bei Dumermuth (1973, 1977), Etévenon (1977), Johnson (1977), Zettelberg (1977) und Rösler (1980). Ein geschichtlicher Abriss der methodischen EEG-Analyse kann bei Künkel (1977) nachgelesen werden. Das von Dolce & Künkel (1975) herausgegebene Buch befasst sich mit computerunterstützter Analyse des EEGs, sowohl in methodisch-technischer als auch in klinischer Hinsicht und stellt einen guten Ueberblick über den Forschungsstand der automatischen EEG-Analyse dar. Weitere Arbeiten, die sich mit methodischen und mathematischen Problemen der EEG-Auswertung beschäftigen, sind bei Bodenstern (1976), Rappelsberger (1977) und Gasser (1979) zu finden.

Williams, Agnew & Webb (1964) berichten eine Untersuchung über den Schlafverlauf bei 16 männlichen Versuchspersonen mit ausgeprägtem Alpha-Rhythmus. Die Auswertung der Schlafstadien beruhen auf einer visuellen Klassifizierung der EEG-Daten. Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen: Der zeitliche Verlauf der Schlafstadien ist weder bei einer einzigen Versuchsperson noch bei einer Gruppe von Versuchspersonen konsistent. Der relative, zeitliche Anteil jedes Schlafstadiums weist eine individuelle Charakteristik über mehrere Nächte auf. Die Schlafstadiendauer war kurz, häufig kürzer als 10 Minuten mit Ausnahme der REM-Perioden. In Richtung Schlafentiefe waren die Uebergänge von Stadium zu Stadium fließend, in umgekehrter Richtung oft mehrere Stadien überspringend. Der grösste Anteil der Schlafstadien 3 und 4 war auf das erste Drittel, des REM-Schlafs auf das letzte Drittel der Nacht verteilt. Das Schlafstadium 2 war regelmässig über die ganze Nacht zu beobachten. Eine analoge Schlafstudie an 16 weiblichen Versuchspersonen bestätigte die Ergebnisse und zeigte keine signifikanten Unterschiede der Resultate zur ersten Studie (Williams, Agnew & Webb, 1966).

Johnson, Lubin, Naitoh, Nute & Austin (1969) benützten spektralanalysiertes EEG, um die Wachheit und die Schlafstadien zu beschreiben und den Einfluss von dominantem und nicht-dominantem Alpha-Rhythmus auf das Schlaf-EEG festzustellen (13 VP). Die Autoren zeigten, dass eine höhere Intensität der spektralen Verteilung für die Wachheit in allen Frequenzbereichen und im Schlaf in bestimmten Frequenzbereichen (Stadium 2: δ , θ und α ; Stadium 3: θ ; REM: δ) für Versuchspersonen mit ausgeprägtem Alpha-Rhythmus im Vergleich mit Versuchspersonen ohne Alpha-Rhythmus zu beobachten ist. Zudem korreliert die Intensität der spektralen Verteilung pro Frequenzband der Wachheit mit den entsprechenden Frequenzbändern der Schlafstadien. Die Autoren berichten auch von einer guten Stabilität der spektralen Verteilung des EEGs im Wachen und im Schlaf bei Mehrfachmessungen mit einem Intervall von 60 sec.

Dumermuth, Walz, Scollo-Lavizzari & Kleiner (1972) verwendeten spektralanalyse Schlaf-EEGs gesunder Versuchspersonen (6) für die Schlafstadienbestimmung. Die pro Versuchsperson ausgewerteten Powerspektren zeigen die spektrale Verteilung der mittleren Intensität der verschiedenen Frequenzkomponenten und ermöglichen eine genaue Quantifizierung der Hintergrundaktivität der verschiedenen Schlafstadien, besonders der Frequenzbänder δ , α , σ und β . Die σ -Aktivität (Schlafspindeln) ist eine obligatorische Komponente der Schlafstadien C (2), D (3) und E (4). Der Uebergang von Schlafstadium D (3) und E (4) ist fließend, eine sinnvolle Trennung zwischen diesen Schlafstadien erscheint zufällig. Anhand des Spektrogramms (zeitlich gestaffelt hintereinander aufgetragene Powerspektren) ist das gut organisierte, zeitliche Muster des Slow-wave-Schlafes zu sehen, das sich deutlich abhebt vom unorganisierten Muster des REM-Schlafs. Nach Dumermuth et. al. (1972) sind transiente EEG-Phänomene (wie K-Komplexe, Vertexzacken) durch die Spektralanalyse nicht erfassbar. Zudem wird eine unterbrochene, rhythmische EEG-Aktivität (z.B. Schlafspindeln) als Mittel in einer bestimmten Epoche (Messintervall) quantifiziert und lässt sich nicht von einem kontinuierlichen Auftreten einer niederamplituden EEG-Aktivität im gleichen Frequenzband unterscheiden. Damit ist gesagt, dass der spektrale Ansatz zur quantitativen Schlafstadienklassifizierung, die sich auf K-Komplexe, Schlafspindeln etc. abstützt, nicht eignet. Dumermuth et. al. (1972) vertreten die Ansicht, dass die Spektralanalyse, wenn sie alleine eingesetzt wird, nicht die ideale automatische Klassifizierung von Schlafstadien ermöglicht. Hingegen verweisen die Autoren auf Methoden der Mustererkennung. Klassifizierungsbestrebungen, die die Spektralanalyse neben zusätzlichen Parametern und der Mustererken-

nung verwenden, scheinen wesentlich erfolgreicher (Martin, Johnson, Viglione, Naitoh, Joseph & Moses, 1972).

Otto, Bräuer & Wilhelm (1977) versuchten die EEG-Aktivitätsmuster während des Schlafes zu charakterisieren anhand von Häufigkeitsverteilungen der Frequenz- und Amplituden-Merkmale, die sich auf eine visuelle Analyse fortlaufender Einzelwellenmessungen stützt (15 VP). Mit der Schlafentiefe erhöht sich v.a. die prozentuale Ausprägung der langsamen Frequenzen (0.8 - 3.4 Hz) während die prozentuale Ausprägung der Frequenzen im oberen Frequenzbereich (7.5 - 40 Hz) schneller abnimmt als im mittleren Bereich (3.5 - 7.4 Hz). Ebenso steigen mit zunehmender Schlafentiefe die Amplitudenwerte der Delta-Wellen (0.8 - 3.4 Hz) stark an, die Amplitudenwerte über 7.5 Hz zeigen keine wesentliche Änderung. Die Unterschiede zwischen den EEG-Aktivitätsmustern werden auf der Basis von EEG-Merkmalen varianzanalytisch überprüft und mittels linearer Diskriminanzanalyse eine optimale Merkmalskombination (17 unterschiedliche Merkmale) für die Trennung der 9 Schlaf-EEG-Aktivitätsmuster festgelegt. Lediglich die EEG-Muster im Tiefschlafbereich überlappen sich etwas.

Feinberg, Fein & Floyd (1980) benützten eine automatische EEG-Analyse-methode, die hauptsächlich auf EEG-Wellen in definierten Frequenzbändern basiert (Messungen: baseline crossings, Anzahl halber Wellen, Dauer, integrierte Amplitude und Wellenlänge), um Veränderungen der Periodendauer in den ersten vier Perioden des NREM-Schlafs zu erhalten. Die Ergebnisse von 21 Versuchspersonen während 3 Nächten wurden mit einer früheren analogen Stichprobe (20 VP) verglichen. Die Untersuchung zeigte, dass die gemittelten Werte der NREM-Perioden und deren Trends im Verlauf der Nacht im Delta-Frequenzband in beiden Stichproben sehr ähnlich ausfielen, was für eine hohe Reliabilität der Messungen spricht.

Kubicki, Herrmann, Höller & Scheuler (1982) und Kubicki (1983) kritisieren die Signierungsregeln von Rechtschaffen & Kales. Sie betonen, dass durch den zentralen Abgriff die Stadienverteilung nicht den elektrobiologischen Gegebenheiten entspricht und ganzheitliche EEG-Ereignisse dadurch vernachlässigt werden.

Dumermuth, Lange, Lehmann, Meier, Dinkelmann & Molinari (1983) berechneten Powerspektren des Schlaf-EEGs (6 VP) und fanden Maxima der spektralen Verteilung in bestimmten Frequenzbändern für bestimmte Schlafstadien (Schlafstadium 4: 0.4 - 6 c/sec, Schlafstadium 3 / 4: 6 - 10 c/sec, Schlafstadium 2: 12 - 14 c/sec, Schlafstadium 1: 14 - 30 c/sec). Die durchschnittliche Power reichte von höchsten Werten im niedrigsten Frequenzband zu tiefsten Werten im höchsten Frequenzband und zeigte deutliche Unterschiede zwischen den Schlafstadien: niedrigste Powerwerte im Stadium 1 < Stadium 2 < Stadium 3 < Stadium 4 mit höchsten Powerwerten. Die Powerwerte des REM-Schlafs liegen zwischen Stadium 1 und 2. Langsame und schnellere Frequenzkomponenten zeigen systematische und reziproke Veränderungen der Powerwerte in den verschiedenen Schlafstadien (8 VP) (Borbély, Baumann, Brandeis, Strauch & Lehmann, 1981). Die Powerwerte im Alphaband (8-10 c/sec) sind sehr konstant in allen Schlafstadien, d.h. sie sind unabhängig vom Schlafstadium. Die Alpha-Aktivität ist somit hauptsächlich ein Bestandteil des Wach-EEGs. Die Befunde für die Powerspektren stimmen gut mit den traditionellen EEG-Schlafstadienklassifikationen überein.

Lange, Dumermuth, Lehmann & Meier (1984) berechneten Power und Kohärenzspektren für 10 Frequenzbänder von 0 - 30 Hz. Untersucht wurden de-

ren Veränderungen in den einzelnen Zyklen der verschiedenen Schlafstadien (6 VP). Generell wurde ein Power- und Kohärenzabfall vom 1. zum 4. Zyklus in den einzelnen Schlafstadien beobachtet, deren Konstanz bei einzelnen Versuchspersonen etwas variierte. Die Powermaxima lagen für die Schlafstadien REM, 2, 3 und 4 überwiegend im 1. Zyklus. Die Powerdynamik vom 1. bis 4. Zyklus war für die Stadien REM und 2 ähnlich. Insgesamt war das Powerverhalten konstanter als das Kohärenzverhalten. Auch Fujisawa (1981) berichtet über zeitliche und räumliche Unterschiede und Veränderungen der Power- und der Kohärenzspektren im Schlaf-EEG (10 VP). Borbély et. al. (1981) fanden ebenfalls innerhalb von bestimmten Schlafstadien einen Powerabfall im Verlauf der Nacht (8 VP).

Burger, Catani & West (1977) stützten sich auf einen differenzierten, multidimensionalen, faktorenanalytischen Analyseansatz zur Beschreibung des Schlaf-EEGs bei einem 4-jährigen Kind. Anhand dieses Vorgehens lassen sich zyklische Verläufe während der Nacht im EEG zeigen.

Gasser & Möcks (1983) verglichen die nicht-metrische multidimensionale Skalierung (MDS) mit der Hauptkomponentenanalyse (PCA) anhand von EEG Breitband-Spektralparameter von 31 normalen und 25 leicht retardierten Kindern. In beiden Fällen bildeten die EEG-Parameter der normalen Gruppe ein homogenes Cluster, während die Gruppe der retardierten Kinder bezüglich der EEG-Parameter nicht homogen war. Die MDS identifizierte das EEG der retardierten Kinder besser als die PCA. Gasser & Möcks (1983) plädieren für die Verwendung multidimensionaler statistischer Methoden, die den Univariaten überlegen sind.

Molinari, Dumermuth & Lange (1984) untersuchten den Ganznachtschlaf (5 VP) anhand des EEGs, EOGs und EMGs, sowohl visuell nach den Kriterien von Rechtschaffen und Kales, als auch anhand von Spektralparametern (Power und Kohärenz) in vorbestimmten Frequenzbändern (0.4 - 2 cps, 4 - 6 cps, 8 - 10 cps, 12 - 14 cps und 17 - 22 cps). Eine stufenweise lineare Diskriminanzanalyse wurde auf die Spektralparameter angewendet, um zu sehen, wie gut sich die polygraphisch definierten Schlafstadien erkennen ließen. Die Ergebnisse jeder intra-individuellen Analyse waren befriedigend (Fehlerquote 10-15%). Die meisten Fehlzuschreibungen zeigten sich bei eng beieinander liegenden Slow-wave-Schlafstadien (2, 3 und 4) oder bei Schlafstadium 1 und REM oder der Wachheit. Das liegt, den Autoren zu Folge, an der Klassifizierung diskreter, hauptsächlich kontinuierlicher Schlafprozesse bei Rechtschaffen und Kales, die in gewisser Hinsicht zufällig ist. Die Auswahl der besttrennenden Parameter (6, Power- oder Kohärenzwerte pro Ableitungskanal und Frequenzband) anhand der linearen Diskriminanzanalyse variierte von Versuchsperson zu Versuchsperson. Die Ergebnisse der Versuchspersonen sind nicht direkt vergleichbar. (Die Projektionen fallen auch unterschiedlich aus.) Innerhalb jeder Versuchsperson liegen die Stadien 1, REM und die Wachheit näher beieinander, ebenso die Stadien 2, 3 und 4, die sich mehr überlappen als die vorher erwähnten Stadien. Die Klassifizierung der Schlafstadien über alle Versuchspersonen (mit individuell festgelegten Parametern) ergibt eine korrekte Zuordnung zu den visuell determinierten Schlafstadien von gesamthaft 87%. Bei der 'Cross-Classification', wenn die EEG-Daten verschiedener Versuchspersonen zur Klassifikation von Schlafstadien einer anderen Versuchsperson genommen werden, liegt die Übereinstimmung mit der visuellen Klassifikation bei 77%.

1.4 VERFAHREN ZUR AUTOMATISCHEN KLASSIFIKATION VON SCHLAFSTADIEN

Die Zuverlässigkeit der visuellen Klassifikation der Schlafstadien ist von verschiedenen Faktoren (u.a. individuelle Charakteristik des EEGs, Signierungsregeln, Person und Schulung des Raters, Lokalisation des Abgriffs) abhängig. Gemeinsames Ziel der hier zusammengefassten Arbeiten ist es, geeignete automatische Verfahren zur Klassifikation der Schlafstadien zu finden, die eine mit der visuellen Klassifikation vergleichbar zuverlässige Analyse des EEGs erlauben, gleichzeitig aber die Fehlklassifikationen vermindern und zeitlich rationeller sind.

Roessler, Collins & Ostman (1970) stellten fest, dass gesamthaft die Uebereinstimmung zwischen einer Teststichprobe (18 VP) eines durch eine Eichstichprobe (21 VP) getesteten automatischen Klassifikationsprogramm für Wachheit- und Schlafstadienerkennung und visueller Signierung (Rechtschaffen und Kales) 69% betrug. Die Uebereinstimmung in der Wachheit und im Stadium 3 und 4 überstieg die inter- (76%) und intra-rater (77%) Reliabilität visuell klassifizierter Epochen, während die Uebereinstimmung im Schlafstadium 1 45% und Schlafstadium 2 63% betrug. Die empirisch ermittelten Frequenzbänder wurden so gewählt, dass sie am besten trennende Eigenschaften zwischen den Schlafstadien aufwiesen: 0-3 Hz, 4-7 Hz und 8-30 Hz. Das Frequenzband 0-3 Hz hatte die beste diskriminierende Eigenschaft zwischen den untersuchten Stadien. Die Auflösung von 1.0 sec war zu grob gewählt und erfasste α -Wellen und Bewegungsartefakte ungenügend.

Larsen & Walter (1970) verwendeten ausschliesslich visuell konsens-signierte (3 Rater) EEG-Ableitungen der Wachheit und der Schlafstadien 1 - 4 und REM zur automatischen Schlafstadienerkennung anhand der EEG-Spektren (13 VP). Zudem wurde die Methode der multiplen Regression (MR) mit der früher verwendeten Methode der multiplen Diskriminanzanalyse (MD) bezüglich der Güte der Uebereinstimmung mit der visuellen Klassifikation verglichen (MR: 60%, MD: 65%). Die Methode der MR ergab Verbesserungen für das Schlafstadium 3 und REM, hingegen verschlechterte sich die Uebereinstimmung im Stadium 4. Die Autoren stellten ferner fest, dass sich Versuchspersonen mit ausgeprägtem Alpha-Rhythmus nicht nur in der Wachheit, sondern deutlich auch in allen Schlafstadien mit Ausnahme des REM-Stadiums von Versuchspersonen mit niederfrequentem EEG in der Wachheit unterschieden. Die EEG-Spektren lassen sich im wesentlichen zweidimensional darstellen und in zwei übergeordnete Cluster zusammenfassen: synchronisiertes EEG (SYNC) umfasst die Stadien 2, 3 und 4 und desynchronisiertes EEG (DESYNC) umfasst Wachheit und die Stadien 1 und REM. Larsen & Walter (1970) sind der Ansicht, dass die EEG-Spektren, ev. mit Ausnahme bei den Stadien 1 und REM, adäquate Messparameter darstellen.

Eine ähnliche Arbeit von Larsen, Ruspini, McNew, Walter & Adey (1973) beschäftigt sich eingehend mit Problemen der Diskriminanz- und Clusteranalyse von Eich- und Teststichproben der EEG-Spektren bei 2 Tieren. Gesamt- haft ergibt sich eine Fehlerrate von 30% in der Teststichprobe, d.h. dass keine wirklich diskriminierenden Cluster in der Trainingsstichprobe für die Teststichprobe gebildet werden konnten. Ähnlich wie in der vorherigen Studie (Larsen & Walter, 1970) ergeben die Ergebnisse der Clusteranalyse der einzelnen Stichproben wiederum 2 Cluster SYNC und DESYNC, die sich durch das Schlafstadium Medium (2, 3) überlappen.

Die Arbeit von Smith & Karacan (1971) befasst sich mit einer systematischen Anwendung eines hybriden Schlaf-EEG-Klassifikationssystems (SAHC) und vergleicht die Leistung des Klassifikationssystems mit derjenigen visueller Schlafstadiensignierung (15 VP). Zusätzlich werden bestimmte EEG-Muster durch das SAHC erkannt: Alpha (8-12 Hz), Schlafspindeln (um 14 Hz) und Delta (0.5-2.5). Die Schlafstadien (Stadium 1 und REM zusammen, Stadium 2, 3 und 4) werden durch bestimmte Kombinationen des Vorhandenseins und/oder des Fehlens erkannter EEG-Muster definiert. Die Übereinstimmung in allen Schlafstadien und der Wachheit zwischen SAHC und visueller Konsens-Signierung beträgt 83.5%. In einer weiteren Arbeit von Smith, Funke, Yeo & Ambuehl (1975) wurde die Methode der Mustererkennung vorgestellt, die zur Bestimmung der Form von δ -, α -, σ - und β -Wellen im menschlichen Schlaf-EEG eingesetzt wurde, indem mittels Schmalbandfilter und Amplitudenkriterium bestimmte EEG-Wellen definiert und ausgezählt wurden, wobei die Frequenzbänder aufgrund von EEG-Messungen im Schlaf optimal gewählt wurden.

Martin, Johnson, Viglione, Naitoh, Joseph & Moses (1972) zeigen einen Ansatz, die Mustererkennung für automatische Schlafstadienklassifizierung nutzbar zu machen. Die Mustererkennung bezieht sich auf die Identifikation von EEG-Mustern, die für die Schlafstadienklassifizierung von Bedeutung sind, z.B. Delta-Wellen, Alpha-Rhythmus oder auch Augenbewegungen (5 VP). Eine weitere Arbeit derselben Autoren befasst sich eingehender mit dem methodischen Vorgehen (Viglione & Martin, 1973). Bei der visuellen Klassifizierung der Schlafstadien werden 89% Übereinstimmung zwischen den Begutachtern erreicht. Die Übereinstimmung zwischen Begutachter und automatischer Schlafstadienerkennung beträgt 82%. Martin et. al. (1972) schlagen vor, das Schlafstadium 3 nicht separat zu signieren, sondern mit dem Stadium 4 zusammenzufassen. Damit verbessert sich die Übereinstimmung zwischen den Begutachtern (91%) und zwischen Begutachter und automatischer Klassifizierung (85%).

Frost (1973) stellt ein weiteres automatisches Analysesystem für das menschliche Schlaf-EEG vor, das die Wachheit und die Schlafstadien 1 - 4 und REM, sowie einige abnorme EEG-Wellen erkennt. Die automatische Stadienklassifizierung stützt sich auf visuelle Kriterien der Schlafstadienerkennung ab und berücksichtigt dabei den mit der Schlaftiefe zunehmenden Frequenzabfall, sowie den Amplitudenanstieg. Die Übereinstimmung mit visueller Klassifizierung gibt Frost (1973) mit 70 - 80 % an.

Pöppel (1975) untersuchte mittels linearer Diskriminanzanalyse die Übereinstimmung zwischen visueller und automatischer Klassifizierung des Wach- und Schlaf-EEGs (Schlafstadien 1-4, REM), die um 90% bei 5 über 8 Stunden dauernde Ableitungen (4 EEG-, 1 EMG-, 2 EOG-Kanäle) betrug.

Lim & Winters (1980) stellen ebenfalls ein automatisches Schlaf-EEG Analysesystem vor, dessen Klassifikationsalgorithmus auf das EEG der Katze zugeschnitten ist.

Gath & Bar-On (1980) beschrieben eine automatische Analyse- und Auswertungsmethode von polygraphischen Schlafableitungen. In einem ersten Schritt wurde das EEG-Signal aufgeteilt in quasi-stationäre Segmente von unterschiedlicher Länge und homogenem spektralem Inhalt, nebst ausgewerteten EOG und EMG Signalen. In einem 2. Schritt wurden die so gewonnenen Zeitreihensegmente mittels eines sequentiellen Clusterverfahrens, das auf einem 'fuzzy set' Ansatz basiert, in Gruppen eingeteilt. Als Output wurde ein Hypnogramm erstellt, das die Sequenzen der Schlafstadien während der Nacht angab, sowie Graphi-

ken, die die relative Powerveränderung der hauptsächlichen EEG-Aktivitäten (δ , θ , α und σ) beschrieben und 3-dimensionale Plots der spektralen Veränderungen während der Nacht, wodurch Periodizitäten des EEGs (An- und Abschwellen der Delta-Aktivität) erfasst werden konnten. Gath & Bar-On (1983) unterzogen polygraphische Schlafaufzeichnungen von 5 Versuchspersonen über 12 Nächte einer visuellen Klassifizierung in Wachheit und Schlafstadien. Die geglätteten Powerspektren der EEG-Zeitreihen, die als Wachheit oder als ein Schlafstadium definiert waren, wurden einer automatischen Klassifizierung mittels Autoregressionsmodell und einem 'fuzzy set' Clusteransatz zugeführt. Es wurde festgestellt, dass die relative Power im Delta-Frequenzband mit zunehmender Schlaftiefe ansteigt und von einem parallelen Abfall der relativen Power im Alpha-Band begleitet war. Meistens ist im REM-Schlaf ein kleines Maximum der relativen Power im Alpha-Band zu sehen. Die relative Power im Sigma-Band ist durchschnittlich kleiner als im Beta-Band im REM-Schlaf. Das Powerspektrum der Versuchspersonen ohne ausgeprägten Alpha-Rhythmus in der Wachheit unterschied sich im Stadium 1 und REM vom Powerspektrum von Versuchspersonen mit ausgeprägtem Alpha-Rhythmus.

Vannier, Othmer, Othmer & Fishman (1981) entwickelten ebenfalls ein automatisches, differenziertes Schlaf-EEG-Klassifikationssystem, das sich auf die Erkennung einzelner Wellenmuster in der EEG-Hintergrundaktivität (u.a. high & low α , β , high & low θ , rhythmic θ , high & low δ , δ based on frequency, δ based on amplitude, θ based on amplitude, wach: non-alpha), des EMGs und des EOGs, sowie zusätzlich auf transiente EEG-Phänomene (Spindeln, K-Komplexe) abstützt. Ein Plot des Schlafstadienverlaufs (Wach, Stadium 1, 2, 3, 4, REM, moving time, EMG, K-Komplexe, Spindeln und Augenbewegungen) über mehrere Stunden oder über eine Nacht wird anhand der identifizierten EEG-Muster erstellt. Leider geben die Autoren keine Hinweise bezüglich der Güte der automatischen Klassifizierung.

1.5 WAHL DER FREQUENZBÄNDER

Aus der Literaturübersicht zur automatischen Klassifizierung von Schlafstadien anhand des EEGs wird deutlich, dass die Leistungsfähigkeit der Klassifikatoren und die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse stark von den gewählten Frequenzbändern abhängen. Zwar gibt es gute Gründe, die für eine Definition nach klinischen oder empirischen Gesichtspunkten sprechen, aber hinsichtlich der obengenannten Kriterien der Leistungsfähigkeit und der Reproduzierbarkeit sind Frequenzbänder, die nach optimierenden Algorithmen gewonnen wurden, überlegen. Die Tabellen 1 und 2 stellen "traditionelle klinische" Ansätze konstruktiv mittels optimierender Verfahren gewonnenen Grössen gegenüber. Ferner ist bei Herrmann, Fichte & Kubicki (1978), zitiert bei Rösler (1980), eine Uebersicht über die Frequenzbandeinteilung aufgrund der Faktorenanalyse zu finden. Die Unterschiede zwischen den Ergebnissen der faktorenanalytisch errechneten Frequenzbänder sind erheblich, sodass sich daraus noch keine verbindliche Neueinteilung ableiten lässt (Rösler, 1980).

In Anlehnung an Rémond (1977), dessen Frequenzeinteilung den physikalischen Verhältnissen weitgehend gerecht wird (die Einteilung erfolgt in Oktavschritten, d.h. jede Oktav ist gekennzeichnet durch eine Verdoppelung der Frequenz), aber auch ähnlich ausfällt wie die faktorenanalytisch ermittelten Frequenzbänder bei Stassen (1982) und zudem die klinischen Erfahrungen einbezieht, basiert die im weiteren beschriebene Schlafstudie auf annähernd dieser Frequenzeinteilung.

TABELLE 1
FREQUENZBAENDER NACH KLINISCHEN ODER EMPIRISCHEN KRITERIEN

AUTOREN	FREQUENZBAENDER (Hz)				
	Delta	Theta	Alpha	Sigma	Beta
Johnson et. al. (1969)	0.2 - 3.8	4.0 - 7.8	8.0 - 12.2	12.4 - 14.6	14.8 - 20.0
Larsen & Walter (1970)	0.1 - 3.9	3.9 - 7.9	7.9 - 12.9	12.9 - 14.9	14.9 - 20.1
Roessler et. al. (1970)	0 - 3	4 - 7	8 - 30		
Fink (1975)	0.5 - 3.5	3.5 - 7.5	7.5 - 13	13 - 20	20 - 26.6
					26.6 - 40
Itil (1975)	1.3 - 3.5	3.5 - 7.5	7.5 - 13	13 - 20	20 - 26.6
					26.6 - 40
Remond (1975)	1.8 - 3.6	3.6 - 7.2	7.2 - 14.4		14.4 - 28.8
Smith et. al. (1975)	0.5 - 2.6		8 - 12	11.75- 16	15.5 - 33
Otto et. al. (1977)	0.8 - 3.4	3.5 - 7.4	7.5 - 40		
	0.8 - 3.4		7.5 - 40		
Feinberg et. al. (1980)	0.5 - 3	3 - 4			
		4 - 8	8 - 12	12 - 15	15 - 23
Gath & Bar-On (1980)	0.5 - 20				
Rösler (1980)	0.5 - 3.5	3.5 - 7.5	7.5 - 12.5	12.5 - 17.5	17.5 - 30
Dumermuth et. al. (1983)	0.4 - 6		6 - 10	12 - 14	14 - 30
Gath & Bar-On (1983)	0.5 - 3.5	4.0 - 7.0	7.5 - 12.0	12.5 - 14.5	15.0 - 20.0
Molinari et. al. (1984)	0.4 - 2	4 - 6	8 - 10	12 - 14	17 - 22

TABELLE 2
FREQUENZBAENDER NACH OPTIMIERENDEN ALGORITHMEN GEWONNEN

AUTOREN	FREQUENZBAENDER (Hz)				
	Delta	Theta	Alpha	Sigma	Beta
Herrmann et. al. (1978)	1.5 - 6	6 - 8.5	8.5 - 10.5 10.5 - 12.5	12.5 - 18.5	18.5 - 21 21 - 30
Stassen (1982)*	1.75- 3.5	3.75- 7.5	7.5 - 15		15 - 30
Grass (1985)**	0.6 - 6.4	6.4 - 8.8	8.8 - 10.4	12.0 - 14.4	15.2 - 16.0 16.4 - 20.0

* Die anhand optimierender Algorithmen gefundenen Frequenzbänder gelten für die Wachheit. (Die Studie wurde an der Forschungsabteilung der Psychiatrischen Universitätsklinik Zürich durchgeführt.)

** Die Frequenzbänder wurden mittels Hauptkomponententransformation am Schlaf-EEG einer Versuchsperson ermittelt.

1.6 INDIVIDUALITAET DES EEGS

1.6.1 Individualität des Wach-EEGs

Die augenfällige individuelle Ausgestaltung des Ruhe-EEGs war schon zu Beginn der EEG-Forschung Thema zahlreicher Untersuchungen. Die ersten Arbeiten stammen von Travis (1936, 1937). Die EEG-Ableitungen von 22 normalen Versuchspersonen wurden halbiert, zwei Gruppen zugeordnet und vier Begutachtern vorgelegt. Die korrekte, personenbezogene Zuordnung der EEG-Ausschnitte aufgrund visueller Kriterien (u.a. Frequenz, Amplitude, Dauer und Form der Alpha-Aktivität) gelang in 94% (Travis, 1936). In einer analogen Arbeit (Travis, 1937) gelang die Zuordnung von EEG-Ausschnitten, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten abgeleitet wurden, in 91%. Ähnliche Ergebnisse berichteten Grosveld, Jansen, Hasman & Vissier (1976), die zu 89%, resp. 81% Übereinstimmung bei der Identifikation individueller Wach-EEG an einer Eich- und einer Teststichprobe anhand verschiedener Parameter (Frequenz, Amplitude) kamen.

Kennard & Schwartzman (1957) konnten ebenfalls die individuelle Stabilität des Wach-EEGs nachweisen. Die zeitlich 1 - 2 Monate auseinanderliegenden, individuellen EEG-Frequenzmuster mehrerer Ableitungen derselben Elektrodenposition bei normalen Versuchspersonen überlagerten sich stark. Auch Van Dis, Corner, Dapper, Hanewald & Kok, 1979 bestätigten, dass das Ruhe-EEG von normalen Erwachsenen ein sehr konsistentes, individuelles Amplitudenprofil in den klassischen Frequenzbändern über 2 - 3 Monate ergibt. Die Varianz zwischen den Versuchspersonen war signifikant grösser als zwischen den Messungen beim gleichen Individuum.

Die Analyse des Ruhe-EEGs gesunder Erwachsener lässt die ausgeprägte Individualität des EEGs bei mehrfachen, zeitlich auseinander liegenden Messungen erkennen (Cooper, Osselson & Shaw, 1978). Die deutlich erkennbare Individualität des Ruhe-EEGs beruht im wesentlichen auf dynamischen Eigenschaften, auf Kurzzeit-Fluktuationen in der EEG-Messreihe, die sich anhand von EEG-Spektralmustern abbilden lassen. Stassen, Günter & Bomben, (1982) untersuchten unter Verwendung von Spektralmustern an über 100 Versuchspersonen mit zwei 14 Tage auseinander liegenden EEG-Ableitungen in wacher Ruhe die intra-individuelle Stabilität des EEGs. Die erste Messung diente als Eichstichprobe, die zweite als Teststichprobe. Zwischen den Spektralmustern (mehrere Spektralmuster pro Person) beider Stichproben wurde eine Ähnlichkeitsfunktion berechnet und auf intra- und inter-individuelle Unterschiede geprüft. Die Analyse ergab, dass mit 4 bis 8 aufeinanderfolgenden Ausschnitten (à 20 sec) aus 2 bis 3 Minuten EEG-Zeitreihen die charakteristische Variabilität optimal geschätzt wird. Die implizit gewichteten Frequenzbänder mit maximaler Trennschärfe der Ähnlichkeitsfunktion waren 0-7.5 Hz, 7.5-15 Hz und 15-32 Hz. Die erreichte Trennschärfe betrug bei einem Kanal 75%, bei zwei parallelen Kanälen 87% und bei vier Kanälen 92%. Die Studie bestätigte die hohe intra-individuelle Stabilität der Spektralmuster im Wachen. Bei einer Stichprobe von 81 Versuchspersonen mit gleicher Versuchsanordnung ergab der Vergleich der Verteilungen inter-individuellen (zwischen den Individuen) und intra-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster eine Trennschärfe von über 92% (Stassen, 1985).

Jansen & Hasman (1978) zeigten an zwei Versuchspersonen die individuelle Stabilität des EEGs anhand von Powerspektren. Berkhout & Walter (1968) wiesen nach, dass die zeitliche Stabilität des EEGs einen signifikanten Faktor für die Unterscheidung zwischen Individuen darstellt. EEG-Spektren ver-

schiedener Versuchspersonen unterschieden sich am deutlichsten in wacher Ruhe, v.a. dann, wenn ein ausgeprägter Alpha-Rhythmus vorhanden war. Störungen des Alpha-Rhythmus, z.B. durch eine Wahrnehmungsaufgabe, verminderte die individuellen Unterschiede. Die Konformität des EEGs zwischen den Personen wurde grösser. Berkhout & Walter (1968) erwarteten eine ähnliche Verringerung individueller Unterschiede im Schlaf. Bereits 1941 hatte Henry (1941b) individuelle Unterschiede des Alpha-Anteils im EEG unter verschiedenen kognitiven Leistungsbedingungen (EEG beim Lesen, Rechnen oder Sprechen) untersucht und bei kognitiver Beanspruchung eine Verringerung der inter-individuellen Unterschiede im α -Band im Vergleich zum Ruhe-EEG gefunden.

Matousek, Arvidsson & Friberg (1979) benützten zu diagnostischen Zwecken wiederholte Messungen an denselben Patienten, um die inter-individuelle Variabilität des EEGs und irrelevante stationäre Anteile des EEGs zu Gunsten von dynamischen Anteilen auszuschalten. Die intra-individuelle Variabilität ist am grössten im Alpha-Band und nimmt mit der Adoleszenz zu (Matousek & Petersén, 1973).

Goldstein (1979) machte darauf aufmerksam, dass ein beträchtliches Ausmass inter-individueller Variabilität im EEG vorhanden ist und forderte deshalb, dass der Ursprung einer EEG-Zeitreihe genau zu prüfen sei, bevor generalisierte Aussagen gemacht werden können.

Die individuelle Stabilität und die inter-individuellen Unterschiede des Ruhe-EEGs gaben Anlass zu Untersuchungen über die Rolle genetischer Faktoren des EEGs. Davis & Davis (1936) berichteten erstmals von einer EEG-Untersuchung bei 8 eineiigen Zwillingspaaren. Sie gaben an, dass die Unterschiede der Ruhe-EEGs zwischen den Zwillingspaaren nicht grösser waren als die Unterschiede in den aufeinanderfolgenden EEG-Ableitungen derselben Person. Weitere EEG-Studien an eineiigen (monozygoten) und zweieiigen (dizygoten) Zwillingen sprechen für eine Vererbung der EEG-Muster (Juel-Nielsen & Harvald, 1958; Heuschert, 1963; Dieker, 1967; Vogel, 1970).

Dumermuth (1968) fand grosse Ähnlichkeit zwischen den Powerspektren des Ruhe-EEGs von eineiigen Zwillingen (6 Paare) und deutliche Unterschiede zwischen den Spektren von zweieiigen Zwillingen (4 Paare). Lykken, Tellegen & Thorkelson (1974) untersuchten 39 monozygote (MZ), 27 dizygote (DZ) Zwillingspaare und 7476 nicht verwandte Personen. Anhand 6 verschiedener Parameter wurden 3 min EEG-Zeitreihen verglichen. Die Korrelation für alle 6 EEG-Parameter lag bei 0.8 für MZ-Zwillinge und um Null für DZ-Zwillinge. Die EEG-Spektren der MZ-Zwillinge glichen denjenigen ihrer Zwillinge (96%) so sehr wie sich selbst (100%). Eine Wiederholung dieser Untersuchung kam zu vergleichbaren Ergebnissen (Lykken, Tellegen & Iacono, 1982). 50 MZ- und 26 DZ-Zwillingspaare wurden untersucht und mit einer nicht verwandten Population von 9940 Personenpaaren verglichen. EEG-Spektren von monozygoten Zwillingen zeigten eine frappierende Ähnlichkeit, während EEG-Spektren von dizygoten Zwillingen sich nicht mehr glichen als jene von nicht verwandten Personenpaaren. Eine Untersuchung an getrennt aufgewachsenen, zusammen aufgewachsenen MZ- und zusammen aufgewachsenen DZ-Zwillingspaaren legte den Schluss nahe, dass ein starker genetischer Einfluss im EEG zu beobachten ist (Lykken, 1982).

Ein Vergleich der durchschnittlichen Unterschiede in den gemessenen EEG-Variablen innerhalb der Zwillingspaare wies darauf hin, dass genetische Faktoren signifikante Determinanten sowohl des Ruhe-EEGs als auch der induzier-

ten EEG-Reaktivität sind (Young, Lader & Fenton, 1972). Bezüglich der Charakteristik des Alpha-Rhythmus (u.a. Frequenz, Amplitude) zeigten MZ-Zwillingspaare, nicht aber DZ-Zwillingspaare, praktisch vollkommene Ähnlichkeit, was wiederum für eine genetische Festlegung der individuellen Charakteristika des Alpha-Rhythmus spricht (Meshkova & Ravich-Shcherbo, 1978). Die untersuchten Parameter der Beta-Aktivität waren zu einem geringeren Ausmass genetisch bedingt.

Es kann sowohl aus den Untersuchungen über die individuelle Stabilität des EEGs während längerer Zeit als auch aus den Zwillingsuntersuchungen abgeleitet werden, dass das EEG über eine individuelle charakteristische Variabilität verfügt, die die Vergleichbarkeit des EEGs von Einzelpersonen erschweren und einschränken.

1.6.2 Individualität des Schlaf-EEGs

Das Schlaf-EEG wurde wenig unter dem Aspekt der Individualität untersucht. In einer Uebersicht über die Schlafforschung von Borbély (1984) wird die individuelle Charakteristik des Schlaf-EEGs nur beiläufig erwähnt. Eine erste Arbeit zu diesem Thema stammt von Henry (1941a). Die von ihm untersuchte Stichprobe setzt sich aus 20 Versuchspersonen mit graduellen Unterschieden des Anteils des Alpha-Rhythmus im Ruhe-EEG (selten, gemischt, subdominant, dominant) zusammen. Henry (1941a) fand keinen konsistenten Zusammenhang zwischen dem Anteil an α -Aktivität in der Wachheit und verschiedenen EEG-Mustern (niederfrequente Aktivität, Spindeln, Delta-Wellen) im Schlaf (mit Ausnahme eines tendenziellen Zusammenhangs von α -Wellen im Schlaf). Der Autor bemerkte allerdings, dass die EEGs der Versuchspersonen während des Schlafs und morgens unmittelbar nach dem Aufwachen homogener sind, dass also individuelle Unterschiede im EEG abnehmen. Wie variabel der Anteil an Alpha innerhalb einer Person sein kann, wurde anhand des Fourier-transformierten EEGs einer Versuchsperson gezeigt, die je nach dem Zeitpunkt der Messung (vor Schlafbeginn, nach dem Aufwachen aus einem Traum oder am Morgen) unterschiedliche Anteile an α -Aktivität aufwies.

Zung & Wilson (1967) untersuchten den Nachtschlaf und die REM-Perioden (Traum-Perioden) von 6 Zwillingspaaren (4 MZ, 2 DZ) während vier aufeinanderfolgenden Nächten. Die visuelle Klassifizierung der Schlafstadien erfolgte nach Loomis et. al. (1937), jene der REM-Stadien nach Dement & Kleitman (1957) pro Minute. Die Ergebnisse zeigten, dass die Dauer des Gesamtschlafes und der prozentuale zeitliche Anteil eines NREM- oder eines REM-Stadiums keine Unterschiede zwischen MZ und DZ Zwillingen aufwiesen. Hingegen fanden die Autoren deutliche Unterschiede zwischen den MZ und DZ Zwillingen bezüglich der Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Schlafstadiumswechsel. D.h. bei MZ Zwillingen wurde eine viel bessere Uebereinstimmung der Schlafstadienperiodizität festgestellt als bei DZ Zwillingen, die sich in einer parallelisierten Verteilung der NREM- und der REM-Stadien während der ganzen Nacht für die MZ Zwillinge zeigte. Gemäss Zung & Wilson (1967) sprechen die Ergebnisse dafür, dass der Schlaf als biologischer Rhythmus genetisch determiniert ist.

Webb (1978) berichtete von einer Untersuchung des Schlaf-EEGs an miteinander verwachsenen Zwillingsbabies (DZ) mit einem gemeinsamen Herz und Kreislaufsystem. Er stellte fest, dass die Wach- und Schlafrhythmik der beiden Babies ziemlich unabhängig voneinander verlief. Ebenfalls unabhängig

voneinander war das Auftreten des Quiet Sleep und des Active Sleep, wenn beide Säuglinge schliefen. Die individuelle Wach- und Schlafrythmik der DZ-Babies mit einem gemeinsamen Blutkreislauf betont die Wichtigkeit des zentralen Nervensystems für die Regulierung der Wach- und Schlafzyklen.

Webb & Campbell (1983) untersuchten das Schlaf-EEG (1 Nacht) von 14 MZ- und 14 DZ-jungen, erwachsenen Zwillingspaaren. Die Versuchspersonen wurden dazu angehalten, so lange wie möglich zu schlafen. Der verlängerte Schlaf der MZ- und DZ-Zwillinge wurde korreliert. Die aus dem Schlaf-EEG gewonnenen strukturellen Messwerte der DZ-Zwillinge korrelierten mit Ausnahme der totalen Schlafzeit und der Dauer des Stadiums 4 nicht. Hingegen korrelierte eine Reihe struktureller Messwerte (Einschlafdauer, totale Schlafdauer, Anzahl Stadienwechsel, Aufwachhäufigkeit im Schlaf, prozentualer Anteil des REM-Stadiums an der Gesamtschlafzeit) der MZ-Zwillinge signifikant. Die Ergebnisse legen nach Webb & Campbell (1983) nahe, dass Erbfaktoren für die Schlafdauer und gewisse strukturelle Merkmale des Schlafs eine Rolle spielen. Festzuhalten ist aber auch, dass einige Messwerte, insbesondere die prozentualen Anteile der Schlafstadien 1 - 4 an der Gesamtschlafdauer, Häufigkeit des Auftretens der Stadien 1, 3 und REM, sowie zeitliche Messungen (REM-Latenz, REM-Dauer, Periodizität) nicht signifikant korrelierten, weder zwischen den MZ- noch zwischen den DZ-Zwillingen.

Dittrichova & Paul (1975) und Dittrichova, Paul & Vondracek (1976) untersuchten das EEG, EOG und EMG von 22 Säuglingen wiederholt in der 2., 6., 12. und 20. Lebenswoche während der ersten zwei Schlafperioden. Sie beobachteten individuelle Unterschiede bezüglich Atemfrequenz während des Quiet Sleep, Frequenz der raschen Augenbewegungen (REM), Zunahme rhythmischer EEG-Muster und Abnahme der Körperbewegungen während des paradoxen Schlafes. Die individuellen Unterschiede zeigten eine beträchtliche Stabilität während der ersten fünf Lebenswochen. Tautermannova (1975) beobachtete wiederholt das Wach- und Schlafverhalten bei vier Säuglingen in der 4., 8., 12., 16. und 20. Woche und fand signifikante Unterschiede zwischen den Säuglingen bezüglich der Dauer des Wachseins. Die Wachdauer variierte auch zwischen den Messungen bei jedem Säugling. Die Variabilität der Wachdauer nahm mit zunehmendem Alter bei zwei Säuglingen ab. Auch Körperbewegungen in den Wachperioden waren individuell bedingt, zeigten aber doch eine mit dem Alter abnehmende intra-individuelle Variabilität. Inter-individuelle Verhaltensunterschiede, v.a. altersbedingte konstante Unterschiede, sprechen für eine entwicklungsbedingte, individuelle Charakteristik.

Williams et. al. (1964, 1966) berichteten in zwei analogen Schlafstudien über individuelle Schlafmuster. Der relative, zeitliche Anteil eines Schlafstadiums an der Gesamtschlafzeit, sowie die Häufigkeit des Schlafstadienwechsels wiesen eine individuelle Charakteristik über mehrere Nächte auf.

Johnson et. al. (1969) prüften die individuelle Stabilität der spektralen Verteilungen des EEGs. Indem zwei, durch ein mindestens 60 sec Intervall getrennte EEG-Messungen (60 sec Dauer) für jedes Schlafstadium miteinander korreliert wurden. Die Korrelationen (Wach: 0.90, Stadium 1: 0.87, Stadium REM: 0.93, Stadium 2: 0.92, Stadium 3: 0.97, Stadium 4: 0.98) sind hochsignifikant und deuten auf eine sehr gute Stabilität des EEGs innerhalb kurzer Zeit in einem Schlafstadium hin.

Johnson (1977) berichtet in einer von ihm durchgeführten Arbeit, die Spektralprofile und Kohärenzspektren (basierend auf 1 min. EEG) in den Schlafstadien 1-4 und REM in 8 Versuchspersonen untersuchte, über eine gute

Stabilität der Kohärenzspektren zwischen mindestens 60 min. auseinanderliegenden EEG-Ausschnitten der gleichen Nacht und zwischen denjenigen aufeinanderfolgender Nächte.

Feinberg et. al. (1980) benützten verschiedene automatische Messungen der EEG-Wellen in definierten Frequenzbändern (u.a. baseline crossing, integrierte Amplitude, Dauer pro Frequenzband, durchschnittliche Frequenz), um Veränderungen der ersten vier NREM-Perioden über drei Nächte (baseline, extended, recovery nights) zu beobachten (15 VP). Die signifikanten Korrelationen zwischen den Messungen der vier NREM-Perioden der 2. und 3. Nacht - trotz veränderter Versuchsbedingungen - für die Frequenzbänder 0.5-3 Hz, 3-4 Hz, 4-8 Hz, 8-12 Hz und 12-15 Hz bestätigten einerseits die hohe Reliabilität dieser automatischen Messungen, widerspiegeln aber andererseits eine zuverlässige Schlafstadienklassifizierung und eine gewisse individuelle Konstanz der Messungen.

Smith & Karacan (1971) erwähnten individuelle Unterschiede der Versuchspersonen. Die Ergebnisse der Anwendung eines hybriden Schlaf-EEG-Klassifikationssystems auf der Basis der Mustererkennung zeigten, dass, unter der Voraussetzung, dass die spektrale Dichte als erste Information dient, es nicht möglich ist, eine einzige Parameterschwelle zu finden, die so angepasst werden könnte, dass die inter-subjektiven EEG-Amplitudenunterschiede erfasst würden.

Swenson & Tucker (1983) berechneten Kohärenzspektren aus drei wiederholten (Intervall: 1 Woche) EEG-Ableitungen (mehrere Kanäle) von 6 Versuchspersonen und unter drei Vigilanzbedingungen (induzierte Entspannung, Ruhe-EEG, weisses Rauschen). Faktorenanalytisch wurden 3 Faktoren bestimmt, die ein räumlich definiertes EEG-Kohärenzmuster ergaben und zur Beschreibung der Vigilanzbedingungen geeignet waren. Diese Muster zeigten konsistente individuelle Unterschiede.

Molinari et. al. (1984) halten aufgrund ihrer Ergebnisse der Schlafstadienklassifizierung anhand der Diskriminanzanalyse der Spektralparameter Power und Kohärenz fest, dass die individuelle Variabilität recht gross zu sein scheint und Fehlklassifikationen von den individuellen unterschiedlichen Konfigurationen der Stadienschwerpunkte abhängen dürften.

Die individuelle charakteristische Variabilität des EEGs im Schlaf wurde bis anhin wenig beachtet. Aus diesem Grund wurden die EEG-Spektralmuster vor der Reizdarbietung pro untersuchtes Schlafstadium auf ihre individuelle Stabilität untersucht, indem die Ähnlichkeiten der Spektralmuster der ersten mit denjenigen der zweiten Ableitungsnacht intra-individuell und zwischen den Versuchspersonen inter-individuell verglichen wurden. Die dargestellten Ergebnisse weisen darauf hin, dass auch das Schlaf-EEG eine ausgeprägte Individualität besitzt.

1.7 STIMULIERTE VERARBEITUNGSPROZESSE IM SCHLAF

In der Wachheit sind differentielle Veränderungen der Hirnaktivität in Abhängigkeit von bestimmten mentalen Aktivitäten mehrfach anhand evozierter Potentiale (Lehmann, Brown & Mätzner, 1979), verschiedener EEG-Parameter (Koukkou, Lehmann & Zimmer, 1978; Ray & Cole, 1985) und anhand von EEG-Spektren (Dolce und Waldeier, 1974; Dolce & Decker, 1975) gezeigt worden. Analog dazu dürften sich im Schlaf unterschiedliche Verarbeitungsprozesse ebenfalls in differentiellen, beobachtbaren Veränderungen der Hirnaktivität (EEG) ausdrücken. Während des Schlafs bleibt die Uebertragung sensorischer Information zum Gehirn erhalten (Oswald, 1965). Entsprechend ist zu erwarten, dass die initiale Interpretation und die Verarbeitung der eintreffenden Information im Schlaf gewährleistet ist, wenn auch in qualitativ unterschiedlicher Weise. Die Reaktivität auf akustische Stimuli während des Schlaf ist u.a. abhängig von der Lautstärke der dargebotenen Information, wie evozierte Veränderungen im EEG zeigten (Williams, Hammack, Daly, Dement & Lubin, 1964). Weckungen aus verschiedenen Schlafstadien durch die Darbietung eines anschwellenden Tones ergaben, dass die Schlafstadien 2 und REM über ähnliche Weckschwellen verfügen, die tiefer liegen als jene der Schlafstadien 3 und 4. Die Weckschwellen nahmen im Verlauf der Nacht und unabhängig vom Schlafstadium ab (Rechtschaffen, Hauri & Zeitlin, 1966). Ein negativ affektbesetztes, sinnvolles Geräusch verursacht, auch bei subliminaler Stimulation, schneller eine Schlafunterbrechung als ein neutral oder positiv affektbesetztes Geräusch (Strauch, Schneider-Düker, Zayer, Heine, Heine, Lang & Müller, 1976). Äußere Stimuli unterschiedlicher sensorischer Qualität, die durchaus unterhalb der Weckschwelle liegen, können in den Traum des REM-Schlafs, aber auch des Nicht-REM-Schlafs (Rechtschaffen et. al., 1966), eingebaut werden (Dement & Wolpert, 1958; Beigel, 1959; Berger, 1963). Die kognitive Verarbeitung äusserer Reizeinwirkung, erfasst als Inkorporation des Reizes in das Traumgeschehen, findet allerdings zu einem geringen Prozentsatz statt: 9%, 23% und 42% bei der Darbietung eines Tones, eines Blitzlichts und von kaltem Wasser (Dement & Wolpert, 1958). Ähnliche Prozentwerte unter vergleichbaren Reizbedingungen wurden von Beigel (1959) angeführt: 16% (Pfiff), 18% (Parfum), 25% (Licht), 25% (Druck) und 26% (Windstoss). Das Aufnehmen von verschiedenen Eigennamen oder deren lautmalersche Anteile in den Traum wurde von Berger (1963) mit 54% angegeben.

Die im EEG ablesbare differentielle Verarbeitung v.a. im Nicht-REM-Schlaf belegen die folgenden Arbeiten. Die wiederholte Darbietung von verschiedenen Vornamen, darunter auch der Name der Versuchsperson, in den Schlafstadien 2 und 3 ergab deutlich häufigere K-Komplexe im EEG und Handbewegungen als Reaktion auf den eigenen Namen im Gegensatz zu einem fremden Namen (Oswald, Taylor & Treisman, 1960). Arousal (Veränderungen im EEG und Schwankungen des Hautwiderstandes) trat häufiger nach der Darbietung von sinnvollen Stimuli (eigener Name) als nach sinnlosen, aber physikalisch vergleichbaren Stimuli (rückwärts aufgenommene Namen) auf (Oswald, 1960). Unbekannte akustische Stimuli lösen im Nicht-REM-Schlaf eine länger dauernde und höher frequente EEG-Aktivierung (Alpha-Aktivität) aus als bekannte Information (Lehmann & Koukkou, 1971, 1974). Im Schlafstadium 2 und REM, nicht aber im Schlafstadium 3 und 4, reagierten Versuchspersonen ungleich stark auf die Darbietung des eigenen Namens, eines fremden Namens oder eines Tones (McDonald, Schicht, Frazier, Shallenberger & Edwards, 1975). Die Reaktionen nahmen mit der Bedeutung des Stimulus für die Versuchsperson ab. Eine russische Arbeit (Arons & Vasilieva, 1981) konnte im EEG nicht nur differentielle Reaktionen auf sinnvolle und sinnlose Stimuli feststellen, sondern auch bezüglich Stimuli unterschiedlicher semantischer Bedeutung v.a. in den Schlafstadien 2 und 3/4.

Übereinstimmend korreliert die Erinnerungsqualität der im Schlaf dargebotenen Stimuli mit der Intensität und der Dauer der Alpha-Aktivierung (Simon & Emmons, 1956a; Koukkou & Lehmann, 1968; Tani & Yoshii, 1970; Lehmann & Koukkou, 1973, 1974; Shimizu, Takehashi, Sumitsuji, Tanaka, Yoshida & Kaneko, 1977). Das Wiedererkennen der dargebotenen Information ist ebenfalls abhängig vom Vorhandensein der Alpha-Aktivität unmittelbar nach der Reizdarbietung. Stimuli, die während der Schlafstadien 3 und 4 dargeboten wurden und keine EEG-Veränderungen verursachten, konnten nicht erinnert werden (Simon & Emmons, 1956b).

Arousal in den Schlafstadien 3 und 4, nicht aber im REM-Schlaf führten zu einer auffälligen Blockierung der Traumerinnerung, resp. des Abrufens der Gedächtnisinhalte (Broughton & Gastaut, 1973). Die Erinnerung an bestimmte akustische Stimuli, die während des Schlafstadiums 2 dargeboten wurden, war nur innerhalb von 10 sec nach der Darbietung noch korrekt vorhanden (Kurzzeit-Gedächtnis). Die Wahrscheinlichkeit, eine korrekte Erinnerung zu erhalten, ist umgekehrt proportional zur Dauer, die die Versuchsperson zum Aufwachen benötigte (Oltman, Goodenough, Koulack, Maclin, Schroeder & Flannagan, 1977). Zustandsabhängiges Lernen wurde als Erklärung für die unterschiedliche Erinnerbarkeit der Träume, die aus verschiedenen Schlafstadien stammen, bereits vorgeschlagen (Overton, 1973b). Gedächtnisleistungen verlaufen dem funktionellen Zustand entsprechend ab und sind somit einer starken Dissoziation im Fall eines Zustandswechsels unterworfen (Koukkou & Lehmann, 1980b). In einem (EEG-definierten) funktionellen Zustand des Gehirns gelernte Information oder gelerntes Verhalten wird am leichtesten wiedererkannt, abgerufen oder reproduziert beim Wiedereintreten des gleichen funktionellen Zustandes. Die EEG-Arbeiten von Evans, Gustafson, O'Connell, Orne & Shor (1966, 1969, 1970), die diese Aussage direkt unterstützen, zeigten, dass verbale Suggestion, die ausschliesslich im Schlafstadium REM unabhängig vom Vorhandensein rascher Augenbewegungen dargeboten und mit entsprechenden Reizwörtern im gleichen Schlafstadium abgefragt wurde, das suggerierte Verhalten bei einem Teil der Versuchspersonen (61% (Evans et. al., 1966), 47% (Evans et. al., 1969) und 84% (Evans et. al., 1970)) und bei einem Teil der Darbietungen (18.2% pro Versuchsperson (Evans et. al., 1970)) auslösen konnte. Das suggerierte Verhalten konnte während des Schlafstadiums REM derselben (33% der Versuchspersonen) und der folgenden Nacht (39% der Versuchspersonen) und sogar fünf Monate später (28% der Versuchspersonen) ausgelöst werden (Evans et. al., 1966). Die im EEG festgestellten Anzeichen von Wachheit oder Arousal (Alpha-Aktivität) korrelierten nicht mit der Richtigkeit der suggerierten Verhaltensantwort (Evans et. al., 1970). Im Wachzustand konnte keine der suggerierten Verhaltensweisen bemerkt noch mit Sicherheit ausgelöst werden. Ebenso wenig war eine Erinnerung an die Suggestion oder an die Reizwörter vorhanden (Evans et. al., 1966, 1969, 1970). Versuchspersonen, die gut hypnotisierbar waren, reagierten korrekt auf die im Schlafstadium REM dargebotene Suggestion und die Reizwörter im Gegensatz zu schlecht hypnotisierbaren Versuchspersonen (Cobb, Evans, Gustafson, O'Connell, Orne & Shor, 1965; Evans et. al., 1969 und 1970).

Konditionierungsversuche im Schlaf oder die Uebertragung von im Wachen konditionierten Verhaltensantworten in den Schlaf ergaben teilweise positive Ergebnisse. Operantes Vermeidungslernen konnte im Schlafstadium 1, 2, 3 und 4 konditioniert werden (Granda & Hammack, 1961). Im Wachen erworbene Diskriminierung akustischer Reize liess sich auch im Schlafstadium 2 (Beh & Barrat, 1965) und in den Schlafstadien 2 und 4, hingegen nicht im REM-Schlaf nachweisen (McDonald et. al., 1975). Weniger erfolgreich war ein Lern-

experiment, das die Erinnerungsleistung durch die nochmalige Darbietung desselben Lernmaterials im Schlaf (erste Darbietung im Wachen) zu verbessern versuchte (Bruce, Evans, Fenwick & Spencer, 1970). Die erwartete Verbesserung der Erinnerungsleistung konnte nicht nachgewiesen werden. Tilley (1979) vertrat die Ansicht, dass die unterschiedliche Erinnerungsfähigkeit an vor dem Schlafen gelerntes Material, das während der Schlafstadien 2 und REM wiederholt dargeboten wurde, auf zustandsabhängige (REM) Abrufschwierigkeiten und nicht auf Speichersperren zurückzuführen ist.

Die mit der Information verknüpfte Motivation, eventuell auch Emotion ist für die Verarbeitung der Information von Bedeutung. In allen Schlafstadien ist die Häufigkeit eines Schlafstadiumswechsel im EEG signifikant grösser auf bestimmte, mit einer Motivation belegten Stimuli, wobei die Häufigkeit mit der Schlafentiefe abnimmt. Für neues, unbekanntes Reizmaterial ist die im EEG beobachtete Häufigkeit eines Schlafstadiumswechsels ebenfalls grösser als für bekanntes Material (Zung & Wilson, 1961). LeVere, Davis, Mills & Berger (1976) konnten zeigen, dass die motivationale Bedeutung von im Schlaf dargebotenen Stimuli zu unterschiedlicher Desynchronisation des EEGs im Tiefschlaf führte. Eintreffende sinnvolle Information, die eine andere motivationale Qualität aufweist, wird differentiell unterschiedlicher verarbeitet (EEG-Aktivierung) als sinnlose Information (Oswald, 1966; Lehmann & Koukkou, 1971, 1974; McDonald et. al., 1975; Arons & Vasilieva, 1981). Nicht nachgewiesen werden konnte hingegen, dass die Aufwachreaktion stärker von der emotionalen Bewertung eines sinnvollen Weckreizes abhing als von der physikalischen Dynamik des entsprechenden Reizes (Strauch & Schneider-Düker, 1978).

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass sich die experimentellen Befunde weitgehend mit den Voraussagen des Zustands-Wechsel-Modells decken. Die Informationsverarbeitung während des Schlafs ist abhängig vom funktionellen Zustand des Gehirns und benützt entsprechend zustandsabhängige Gedächtnisinhalte und Denkstrategien. Die Verarbeitung der Information erfolgt je nach Schlafstadium unterschiedlich. Die Information wird differentiell nach ihrer motivationalen Bewertung verarbeitet. Sinnvolle Stimuli oder Stimuli, die direkt motivational verknüpft sind, lösen eine stärkere EEG-Aktivierung (Alpha-Aktivierung, EEG-Desynchronisation, K-Komplexe) aus als sinnlose Stimuli oder Kontrollstimuli und sind besser erinnerbar. Lernen im Schlaf ist möglich (Habituation, Vermeidungslernen, Suggestion). Die im Wachen gelernte Information ist partiell in den Schlafzustand übertragbar. Die Erinnerung an im Schlaf gelernte Information ist im Wachzustand nicht oder schlecht verfügbar. Die Erinnerung an dargebotene Reize im Schlaf ist abhängig von der Qualität und Dauer der Alpha-Aktivierung, d.h. von einem der Wachheit möglichst vergleichbaren funktionellen Zustand.

1.8 HYPOTHESEN

Die hier formulierten Hypothesen setzen voraus, dass die Schlafstadien eingrenzbar funktionelle Zustände darstellen. Die Denkstrategien und die assoziativ verfügbaren Gedächtnisinhalte der Schlafstadien entsprechen unterschiedlichen, entwicklungsphasenbedingten funktionellen Zuständen.

Hypothese 1

Werden akustische, verbal sinnvolle Stimuli dargeboten, die inhaltlich unterschiedliche Entwicklungsstufen ansprechen, so ist zu erwarten, dass die Sti-

muli aufgrund ihres Informationsgehalts und im Sinne einer Reaktivierung von spezifischem Gedächtnismaterial unterschiedliche Verarbeitungsprozesse auslösen, die dann im EEG als unterschiedliche Reaktivität zu beobachten ist.

Hypothese 2

Stimuli, die in der Lage sind, entwicklungsgeschichtlich frühere Gedächtnisinhalte zu reaktivieren, weisen die grössten Veränderungen im EEG in entwicklungsbedingten früheren funktionellen Zuständen (Schlafstadium 3) auf. Analog dazu gilt, dass Stimuli, die entwicklungsgeschichtlich späteres Gedächtnismaterial reaktivieren können, entsprechend in den funktionellen Zuständen fortgeschrittener Reifung (Schlafstadium 2) die grösste EEG-Veränderung bewirken. Als entwicklungsgeschichtlich frühe Stimuli werden verbale Äusserungen zwischen Mutter und Kleinkind angesehen. Entwicklungsgeschichtlich spätere Stimuli entsprechen der verbalen Zuwendung eines Lehrers / einer Lehrerin.

Hypothese 3

Motivational neutrale, dem Alter entsprechende, sinnvolle Stimuli sind weit weniger in der Lage, ausgeprägte EEG-Veränderungen hervorzurufen.

Hypothese 4

Sinnlose Kontrollstimuli, vorausgesetzt, dass sie als unwichtig erkannt werden, verändern den momentanen funktionellen Zustand kaum, d.h. sie verursachen eine geringe EEG-Reaktivität im Gegensatz zu den sinnvollen, semantisch bedeutsamen Stimuli.

Hypothese 5

Die in der Wachheit beobachtete individuelle, charakteristische Variabilität des EEGs und dessen individuelle Stabilität über die Zeit gilt in gleicher Weise für die (ungestörten) Schlafstadien.

Kapitel II

METHODEN

2.1 EXPERIMENTELLES DESIGN

2.1.1 Beschreibung der Stichprobe

Es wurden freiwillige, erwachsene Versuchspersonen aus der Rekrutenschule Zürich für das Experiment rekrutiert. Die auf diese Weise zusammengestellte Stichprobe hatte die Vorteile der Homogenität:

1. Die Versuchspersonen waren alle vom gleichen Geschlecht (männlich).
2. Sie bildeten eine homogene Gruppe bezüglich ihres Alters (19 - 22 Jahre alt).
3. Sie befanden sich alle in der gleichen Situation (RS).
4. Sie hatten eine ähnliche Motivation am Experiment teilzunehmen, nämlich für zwei Tage und Nächte einen reduzierten Militärdienst zu leisten und genügend zu schlafen.
5. Die Versuchspersonen stellten sich freiwillig und gegen eine geringe Entschädigung in Form eines Frühstücks zur Verfügung.

Das Experiment wurde in zwei Teilen durchgeführt. Zwischen dem 3. März und dem 7. April 1981 wurden 12 und zwischen dem 21. Juli und dem 7. September 1981 19 Versuchspersonen untersucht; insgesamt haben 31 Probanden am Experiment teilgenommen. Zur Beschreibung der Stichprobe wurden von den am Experiment teilnehmenden Versuchspersonen u.a. Alter, Händigkeit, zuletzt besuchte Schule und jetziger Beruf erfragt.

Die Probanden wurden anhand eines Kurzvortrages, der in den Räumlichkeiten der RS stattfand, über den Rahmen und den Verlauf des Experiments orientiert. Inhaltlich wurde auf die Ableitung des EEGs, die Charakteristika des EEGs im Wachen und im Schlaf eingegangen, sowie beschränkt auf das Ziel der Untersuchung, nämlich die Veränderungen des EEGs aufgrund der Darbietung akustischer Reize während des Schlafs zu messen. Die Versuchspersonen wurden nicht näher über die Art der Hypothesen und die semantischen Inhalte des Reizmaterials aufgeklärt, ein Umstand, der für die Ergebnisse von Bedeutung sein dürfte.

Folgende Bedingungen wurden an die Probanden gestellt, um am Experiment teilzunehmen:

1. Körperliche Gesundheit, v.a. keine hirnnorganischen Schäden oder Störungen (keine Epilepsie).

2. gute Schläfer, d.h. die Versuchspersonen hatten keine Schwierigkeiten auch in einer ungewohnten Umgebung (Schlaflabor) problemlos zu schlafen.
3. Schweizerdeutsch als Muttersprache
4. kein Schlafmittelkonsum (weder regelmässig noch sporadisch)
5. kein Alkoholkonsum vor dem Experiment
6. Verringerung des Tabakkonsums vor dem Experiment
7. kein Kaffeekonsum vor dem Experiment
8. kein Bart (wegen der Befestigung der EMG-Elektroden)

Nach Beendigung des Experiments wurden weitere Kriterien (Ausschlusskriterien) aufgestellt, um die Stichprobe (v.a. bezüglich des EEGs) zu vereinheitlichen:

1. Das EEG in Ruhe (Wachheit bei geschlossenen Augen) weist einen gut ausgeprägten Alpha-Rhythmus auf.
2. Die Versuchsperson verbringt zwei, wenn möglich aufeinanderfolgende Nächte im EEG-Labor, sodass sämtliche Reizbedingungen ausgeführt werden konnten.
3. Die EEG-Aufnahmen sollten über längere Zeitdauer hinweg artefaktfrei sein, v.a. wenige durch Schwitzen bedingte Grundlinienschwankungen aufweisen.

Bedingt durch die oben angeführten Kriterien, ergab sich eine Verringerung der Anzahl Versuchspersonen für die Auswertung des Experiments. Es wurden 8 Personen ausgeschlossen. In Anhang A sind die Gründe für deren Ausschluss aus der Studie im Detail angegeben.

Für die Auswertung des Experiments blieben insgesamt 23 Probanden berücksichtigt, die im Wesentlichen die geforderten Kriterien erfüllten. Zu erwähnen bleibt, dass alle Versuchspersonen an zwei aufeinanderfolgenden Nächten abgeleitet wurden, mit Ausnahme einer Person, die zwischen der ersten und der zweiten Nacht eine Pause von 18 Tagen hatte.

In Anhang B sind die Probanden (N=23) bezüglich Alter, Händigkeit, abgeschlossene Ausbildung und jetziger Beruf, resp. jetzige Berufsausbildung näher beschrieben. Das durchschnittliche Alter der bereinigten Stichprobe beträgt 20 Jahre. 20 Probanden sind Rechtshänder. Gemäss ihrem Alter haben 74% eine Berufsausbildung bereits abgeschlossen.

2.1.2 Auswahl des verbalen Materials

Aufgrund der theoretischen Überlegungen war es als erstes wichtig, verbales Material zur Auswahl der experimentellen Reize zu sammeln. Zu diesem Zweck wurden Tonbandaufzeichnungen verwendet, die in "Life -Situationen" aufgenommen worden waren. Es wurden insgesamt 4 Aufzeichnungen zwischen Mutter und Kind und 3 Aufzeichnungen zwischen Lehrer(in) und Schülern ausgewertet. Alltägliche Sprachsituationen des Erwachsenenlebens wurden anhand von Ausschnitten aus der Tageszeitung (Tagesanzeiger, NZZ) gesammelt. Kriterium der Auswertung der Sätze war, dass sie im Falle der Mutter - Kind Situation und der Schulsituation positiv, zuwendend, angenehm, verstärkend und im Fall der Erwachsenensituation neutral, feststellend sind. Die so ausgewählten Sätze sind in Anhang C zusammengestellt.

Aus dieser Vielfalt an verbalem Material wurden insgesamt 43 Sätze zu einer inhaltlich zufällig gemischten Liste zusammengestellt, die in Anhang D zu finden ist. Diese Zusammenstellung der Sätze wurde einer Gruppe von 20 in Ausbildung befindlichen jungen Pflegern und Pflegerinnen zur Beurteilung ab Tonband vorgespielt. Die Beurteilung erfolgte aufgrund eines vorgegebenen Fragebogens, der eine Zuordnung der Sätze zu vier möglichen Situationen, eine Einschätzung der Häufigkeit des umgangssprachlichen Gebrauchs der Sätze und eine Beurteilung der Sätze bezüglich deren emotionalen Gehalts beinhaltete. Die Instruktion dazu wurde vor dem Abspielen der Sätze vorgelesen und der Fragebogen kurz erklärt. Zusätzlich wurden die Antwortmöglichkeiten auf einer Tafel angeschrieben. Die Instruktion, die Tafelanschrift und der Fragebogen sind im Anhang E einzusehen.

Die Auswertung der beantworteten Fragebogen war darauf ausgerichtet, die Sätze mit der besten Übereinstimmung der richtigen Zuordnung zu identifizieren und dann den Satz zu bestimmen, der für eine bestimmte Situation als sehr häufig oder häufig auftretend und angenehm resp. neutral eingeschätzt wird. Das Ergebnis ist für die am häufigsten übereinstimmend beurteilten Stimulussituationen in Anhang F tabellarisiert.

Aufgrund dieser Zusammenstellung wurden folgende Sätze in leicht modifizierter Form (Satz 11) für das Experiment ausgewählt:

tuesch d'Chatz lieb hebe, ganz lieb² (Mutter - Kind, Satz 1)

jawohl, das hast Du richtig gemacht (Schule, Satz 4)

politische Probleme wurden erwähnt (Erwachsener, Satz 11)

Diese experimentellen Sätze wurden auf Tonband aufgenommen. Als Kontrollsätze wurden dieselben Sätze rückwärts auf Band registriert als unverständliche Lautfolgen mit gleichen physikalischen Eigenschaften. So ergeben sich insgesamt sechs Stimuli, die in randomisierter Reihenfolge in den drei verschiedenen Schlafstadien dargeboten werden. Die Dauer der Sätze schwankt zwischen 2 bis 2.5 Sekunden (Mutter-Kind 2.1 sec, Schule 2.0 sec, Erwachsener 2.4 sec). Die Lautstärke der Stimuli lag deutlich oberhalb der normalen Unterhaltungslautstärke, schätzungsweise bei 70 - 80 db.

² Halte die Katze lieb fest, ganz lieb.

Ausser den oben beschriebenen Experimental- und Kontrollsätzen wurde zu Beginn des Experiments resp. Schlafs ein Habituationsreiz (Dauer 1.4 sec) dargeboten, der die Funktion hatte, den Schläfer an die experimentelle Situation zu gewöhnen. Der Satz hiess:

das ist der erste Reiz.

Am Morgen wurden die Probanden geweckt und aufgefordert, ihre Träume und Erinnerungen an die Reize zu berichten in folgendem schweizerdeutschen Wortlaut.

Guete Morge, bitte bliibed Si ruig lige und verzelled Si mir was Si träumd händ.³

Chönd Si sich a Reiz erinnere und wänn ja a welli⁴?

Experimental- und Kontrollsätze sowie der Habituationsatz wurden von einer der befragten Mütter (nicht Experimentatorin) auf Band gesprochen. Die andern Sätze hingegen wurden von der Experimentatorin auf Band gesprochen.

2.1.3 Kriterien für die Bestimmung der Schlafstadien

Den Hypothesen gemäss wurden drei Schlafstadien für die Darbietung der Experimental- und Kontrollsätze festgelegt, nämlich Schlafstadium 2, 3 und REM. Für die Darbietung des Habituationsreizes wurde das Schlafstadium 1 ausgewählt. Die Schlafstadien wurden on-line nach Rechtschaffen & Kales (1968) signiert und vor der weiteren Auswertung überprüft.

Schlafstadium 1 als Uebergangsstadium von der Wachheit in den Schlaf (Einschlafstadium) zeichnet sich durch eine Abflachung und eine Verlangsamung des Alpha-EEGs, d.h. durch ein Niederspannungs-EEG gemischter Frequenzen aus. Typisch für das Einschlafstadium sind steile Vertex-Wellen (zentral), langsame Augenbewegungen und das Fehlen von K-Komplexen sowie Schlafspindeln. Wenn für 40 sec Stadium 1 signiert werden kann (Kriterium), wurde nach weiteren 60 sec der Habituationsreiz dargeboten. Ferner wurde für die Berechnung der Einschlaflatenz die Zeitspanne zwischen dem Augenschliessen bis zum Beginn des Einschlafkriteriums herangezogen.

Schlafstadium 2 ist definiert durch die Schlafspindeln (12 - 14 Hz) und/oder durch die K-Komplexe und das Fehlen hochamplitudiger, langsamer Wellen. Die Reizdarbietung erfolgte ca. 80 sec nach der ersten deutlichen in mindestens 3 Kanälen beobachtbaren Schlafspindel mit einer Dauer von länger als 0.5 sec (Kriterium).

Schlafstadium 3 unterscheidet sich vom vorherigen Stadium 2 qualitativ, durch das Vorhandensein langsamer Wellen (1 - 2 Hz) mit hoher Amplitude (von über 75 μ V), und vom Stadium 4 quantitativ, indem die langsame Delta-Aktivität 20% bis 50% einer Epoche (in diesem Fall 20 sec) ausmacht. Nach 80

³ Guten Morgen, bitte bleiben Sie ruhig liegen und erzählen Sie mir, was Sie geträumt haben.

⁴ Können Sie sich an Reize erinnern, und wenn ja an welche ?

sec Dauer des Stadiums 3 erfolgt die Reizdarbietung.

Schlafstadium REM ist charakterisiert durch ein Niederspannungs-EEG gemischter Frequenzen, ähnlich dem Stadium 1, hingegen ohne steile Vertex-Wellen, und durch episodisches Auftreten rascher Augenbewegungen (rapid eye movement = REM) sowie durch den in der Regel niedrigsten Muskeltonus. Schlafspindeln und K-Komplexe fehlen, hingegen sind verlangsamte Alpha-Wellen häufiger vorhanden. Die Reizdarbietung erfolgt 80 sec nachdem einerseits Stadium REM aufgrund des EEGs signiert werden kann und andererseits rasche Augenbewegungen beobachtet worden sind (Kriterium).

Jeweils 3 min nach einem Reiz kann ein zweiter Reiz im selben Schlafstadium dargeboten werden, vorausgesetzt, dass die Kriterien für das Schlafstadium erfüllt sind. Eine im selben Stadium wiederholte Reizdarbietung ist durch die experimentelle Anordnung der Reize vorgegeben (Anhang I), wurde aber auch wegen der Artefakte im EEG häufiger angewendet. Ein Teil der ausgewerteten Reize wurde deshalb im späteren Verlauf des jeweiligen Schlafstadiums dargeboten.

Zu Beginn des Experiments wurden die Versuchspersonen aufgefordert mit geschlossenen Augen entspannt dazuliegen und auf eine entsprechende Aufforderung (Augen auf - Augen zu) die Augen zu öffnen und wieder zu schliessen. Die EEG-Epochen vor dem Öffnen der Augen werden für die Ueberprüfung der Ausprägung der Alpha-Aktivität im Ruhe-EEG herangezogen.

2.1.4 Erfassen des Schlafverhaltens und Fragebogen

Den Versuchspersonen wurden neben den beschriebenen Fragen (Alter, Händigkeit, abgeschlossene Ausbildung, Beruf) auch solche zu ihrem Schlafverhalten sowie ein Persönlichkeitsfragebogen (FPI-A) und ein Fragebogen zur familiären, beruflichen und gesundheitlichen Situation (BIV) vorgelegt.

Die Fragebogen des FPI und BIV wurden in genügender Anzahl an die RS Zürich versandt und dort den Versuchspersonen vor Beginn des Experiments verteilt. Die Probanden brachten am ersten Abend die ausgefüllten Fragebogen zurück. Auf den FPI und BIV wird nicht weiter eingegangen, da sie in Zusammenhang mit der hier bearbeiteten Fragestellung nicht relevant sind und deshalb nicht ausgewertet wurden.

Die Fragen zum Schlafverhalten, die alle Versuchspersonen beantworteten, wurden folgendermassen erhoben: Am ersten Abend wurden den Probanden fünf Fragen bezüglich Schlafqualität, Schlafbedarf, nächtliches Erwachen, Schlafschwierigkeiten und Häufigkeit der Schlafschwierigkeiten (Schlafverhalten I) vorgelegt. Jeden Morgen nach dem Aufstehen wurden sie über ihren Schlaf der letzten Nacht und über eventuelle Erinnerungen schriftlich befragt (Schlafverhalten II). Die Versuchspersonen berichteten zudem unmittelbar nach dem Aufwachen, im Bett liegend, ihre Erinnerungen an Träume und an Reizsituationen. Die Erinnerungen wurden auf Kassettentonband aufgenommen und später protokolliert.

Die Selbsteinschätzungen liefern keineswegs erschöpfende Informationen zum Schlafverhalten, sondern vermitteln vielmehr einen Einblick in allgemeine Schlafgewohnheiten und das Erleben der Laborsituation.

Im Verlauf des Experiments wurde klar, dass die Schlafdauer in den Nächten unmittelbar vor den Experimentalnächten miterfragt werden müsste, sodass der zweiten Gruppe (n=14) der Versuchspersonen noch zwei zusätzliche Fragen diesbezüglich gestellt wurden. In Anhang H sind die Fragen zusammengefasst.

2.1.5 Durchführung des Experiments

Das Experiment wurde im EEG-Labor der Psychiatrischen Universitätsklinik Zürich (Burghölzli) durchgeführt.

Das EEG-Labor bestand aus drei Räumen: einer EEG-Kabine, einem Ableitungsraum und einem Computerraum. Die EEG-Kabine (3 m x 4 m x 2 m) war als Faraday-Käfig gebaut und damit relativ störungsfrei, war zusätzlich schallisoliert und konnte klimatisiert und abgedunkelt werden. In der Kabine befand sich ein Bett⁵ (190 cm x 75 cm x 50 cm), ein bequemer Ledersessel mit verstellbarer Nackenstütze und Beinlehne (wurde für das Kleben der Elektroden und für EEG-Ableitungen in Wachheit benutzt), eine verstellbare, mobile Brause und eine kleine Kommode, die das nötige Material für die Ableitungen enthielt. Die beiden Lautsprecher (Redford), die für die Stimulusdarbietung gebraucht wurden, waren an der hinteren Wand der Kabine in einer Höhe von 1.55 m angebracht und lagen 3.3 m auseinander. Der eine Lautsprecher befand sich über dem Kopfende des Bettes, der andere links davon. Die ungefähren Abstände der Lautsprecher zum Kopf des Schlafers betrugen 1.0 m und 3.45 m.

Im anschliessenden Ableitungsraum befand sich das EEG-Schreibgerät, das Tonbandgerät (Revox) und das Markierungsgerät, das für das Triggern der Stimuli benutzt wurde. Eine Gegensprechanlage verband die EEG-Kabine mit dem Ableitungsraum. Im Ableitungsraum befand sich eine Waschgelegenheit, die für das Entfernen der Elektroden am Morgen benutzt wurde. Eine Toilette befand sich ausserhalb des Labors.

Jede Versuchsperson kam für zwei in der Regel aufeinanderfolgende Nächte ins EEG-Labor (drei Versuchspersonen pro Woche: So-Mo, Di-Mi, Do-Fr). Ausser sonntags (23 Uhr) fand sich die Versuchsperson um 22 Uhr im EEG-Labor ein. Es wurde ihr das Labor gezeigt und die experimentelle Situation erklärt. Fragen zum Experiment wurden beantwortet, ausser Fragen zum Inhalt der Sätze. Der Versuchsperson wurden die Fragen über ihre Schlafgewohnheiten (Schlafverhalten I) vorgelegt, die sie beantwortete (FPI und BIV brachte die Versuchsperson bereits beantwortet mit). Danach zog sich die Versuchsperson um und machte sich für die Nacht bereit. In den nächsten 30 bis 45 min wurden die Elektroden geklebt. Oftmals ergab sich dabei ein Gespräch über die RS. Während die Elektrodenwiderstände überprüft wurden, erhielt die Versuchsperson eine schriftliche Instruktion, wie sie sich während des Experiments verhalten sollte (Anhang J), die sie durchlas. Nach der Kontrolle der Eichung und der Ueberprüfung einer artefaktfreien Ableitung konnte sich der Proband ins Bett legen (ca. 23 Uhr resp. 24 Uhr). Die Klimaanlage wurde eingestellt, die Türe zur EEG-Kabine geschlossen, das Licht gelöscht und die Gegensprechanlage getestet.

⁵ Frische Bettwäsche, Decken und Kissen wurde zur Verfügung gestellt.

Die Versuchsperson wurde angeleitet, mit geschlossenen Augen entspannt dazuliegen und auf eine entsprechende Aufforderung die Augen zu öffnen und sie wieder zu schliessen. Die Aufforderung die Augen zu schliessen war zugleich das Signal zum Einschlafen für den Probanden.

Die Schlafstadien wurden on-line signiert, und die Stimuli wurden entsprechend den Kriterien für die Schlafstadien dargeboten. Als erster Reiz im Einschlafstadium wurde der Habituationsreiz dargeboten. Die Experimental- und Kontrollstimuli wurden systematisch über die drei Schlafstadien, sechs Versuchspersonengruppen und zwei Nächte verteilt, sodass pro Schlafstadium je ein Experimental- und ein Kontrollreiz dargeboten wurde und ein Effekt der Reihenfolge der Stimuli auszuschliessen ist. Die Abfolge der Schlafstadien, in denen Reize dargeboten wurden, ist: Stadium 2, 3, 3, REM, 2, 3, REM, REM, 2. Diese Abfolge wurde aus folgenden Gründen gewählt: Stadium 3 (und Stadium 4) tritt vorwiegend in der ersten Hälfte der Nacht auf, während Stadium REM längere Perioden gegen Ende der Nacht aufweist. Die Abfolge orientiert sich auch am normalen Schlafrhythmus, vom weniger tiefen zum tieferen Schlafstadium (descending). In Anhang I ist die Verteilung der einzelnen Stimuli auf die Schlafstadien und die Versuchspersonen schematisch dargestellt. Falls Artefakte (meist Nulllinienschwankungen oder leichte Muskelartefakte) in den EEG-Epochen vor oder nach einem Stimulus auftraten, wurde der Stimulus in einem gleichen, späteren Schlafstadium wiederholt. Zwischen den Stimuli, die im selben Schlafstadium aufeinanderfolgend dargeboten wurden, lag ein Intervall von 3 min.

Die Versuchsperson wurde um 7 Uhr morgens mit einem auf Tonband aufgenommenen Satz geweckt und aufgefordert ihre Träume zu erzählen. Danach wurde sie gefragt, ob sie sich an Reize während der Nacht erinnerte. Ihre Antworten wurden auf Kassettentonband aufgenommen und später protokolliert. Anschliessend stand die Versuchsperson auf, die Elektroden wurden mit Wasser entfernt und es wurden dem Probanden einige Fragen zur Schlafqualität der letzten Nacht (Schlafverhalten II) vorgelegt. Die Versuchsnacht endete mit einem ausgiebigen Frühstück in der Patientenkantine des Burghölzli. Anschliessend wurde die Versuchsperson zu den Gebäulichkeiten der Rekrutenschule Zürich zurückgefahren (ca. 9 Uhr).

Die zweite Versuchsnacht gestaltete sich in ähnlicher Weise wie die erste.

2.2 REGISTRIERUNG UND DIGITALISIERUNG DER EEG-ZEITREIHEN

2.2.1 Ableitung des Elektroencephalogramms, des Elektrokulogramms und des Elektromyogramms

Die Elektrodenplatzierung für das Elektroencephalogramm (EEG) wurde nach dem internationalen 10-20-System (Elektrodenanordnung der International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology) ausgemessen. Folgende Elektrodenanordnung wurde für die bipolaren Ableitungen gewählt: T3, T5, P3, O1 (links), T4, T6, P4, O2 (rechts) und Cz, Pz (zentral). Die zwei Erdungselektroden wurden frontal (F3, F4) angebracht. Diese Elektrodenanordnung ist an ähnliche EEG-Studien, die im selben Labor durchgeführt wurden, angepasst. Zusätzlich wurden weitere 5 Elektroden für die Registrierung der Augenbewegungen und des Muskeltonus verwendet. Für die Ableitung des Elektrokulogramms (EOG) wurden je eine Elektrode ca. 1 cm hinter dem äusseren Augenwinkel eines jeden Auges und

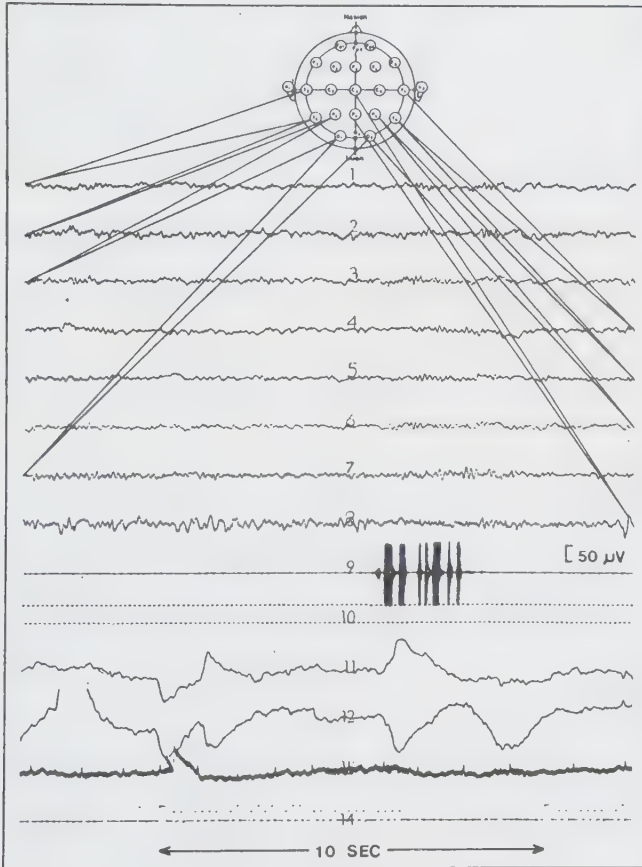


ABBILDUNG 2: Elektrodenanordnung und Ableitungsschema
 EEG-Ausschnitt aus dem Schlafstadium REM von VP 27. Kanal 1: T3-T5, Kanal 2: T5-P3, Kanal 3: P3-O1, Kanal 4: T4-T6, Kanal 5: T6-P4, Kanal 6: P4-O2, Kanal 7: O1-O2, Kanal 8: Cz-Pz, Kanal 9: Aufzeichnung Satz, Kanal 10: Markierung, Kanal 11: EOG links, Kanal 12: EOG rechts, Kanal 13: EMG, Kanal 14: Time-Kode.

eine Elektrode ca. 1 cm oberhalb des Nasions angebracht. Die beiden Elektromyogramm-Elektroden (EMG) wurden bilateral unterhalb des Kinns befestigt mit einem Abstand zwischen den Elektroden von ca. 3 cm. In Abbildung 2 sind die Elektrodenanordnung des EEGs und das Ableitungsschema dargestellt. Die Kanäle 1 bis 8 zeigen die EEG-Ableitungen der Temporal-, Parietal-, Okzipital- und Zentralelektroden: Kanal 1: T3-T5, Kanal 2: T5-P3, Kanal 3: P3-O1, Kanal 4: T4-T6, Kanal 5: T6-P4, Kanal 6: P4-O2, Kanal 7: O1-O2, Kanal 8: Cz-Pz. Auf Kanal 9 werden die akustischen Stimuli aufgezeichnet, während auf Kanal 10 eine Markierung geschrieben wird, sobald ein Stimulus getriggert wurde. Die Markierung beginnt 20 sec vor dem Stimulus und bleibt für weitere 2 min nach dem Stimulus bestehen. Die Kanäle 11 und 12 zeigen die Ableitungen des EOGs und Kanal 13 diejenige des EMGs. Kanal 14 enthält den Time-Kode mit Analogbandnummer und Stunden, Minuten und Sekunden seit dem Beginn der Aufnahme. Der Time-Kode wird alle 10 sec neu geschrieben.

Für die Registrierung des EEGs, EOGs und EMGs wurden becherförmige, chlorierte Silberelektroden (Klebeelektroden) verwendet. Sie wurden mit Elektrodenpaste (Electrode Cream EC2, Grass Instrument Company, Quincy, Mass. USA) auf der Kopfhaut befestigt, nachdem diese mit einer Aether-Alkohol-Mischung (1:2) entfettet und zusätzlich etwas aufgeraut worden war.

Die Elektrodenkabel hatten eine Länge von 160 cm. Sie waren lang genug, um den Probanden in seiner Beweglichkeit im Bett nicht zu beeinträchtigen und waren zwischen Kopf und Brause leicht zusammengebunden.

Die EEG- und EOG-Signale wurden über den Elektrodenanschluss (Brause) via Vorverstärker und Filter (Hochpassfilter und Tiefpassfilter) auf das Analogbandgerät (Sangamo Sabre IV) geleitet und von dort über den Endverstärker mit 2 sec Verzögerung auf den EEG-Schreiber (Mingograph-16) übertragen. Die EEG- und EOG-Signale wurden demnach zuerst auf einem Analogband registriert, und anschliessend wurden die bereits gespeicherten Ableitungen auf dem Papier ausgeschrieben. Ebenfalls auf dem Analogband abgespeichert wurden der Time-Kode, die Markierung und die dargebotenen Sätze. Die EMG-Signale wurden nicht auf Analogband gespeichert, sondern direkt auf den EEG-Schreiber geleitet. Die Bandgeschwindigkeit betrug $1 \frac{7}{8}$, die Papiergeschwindigkeit betrug 15 mm/sec (ein Blatt entspricht einer Epoche von 20 sec).

Die EEG-Signale wurden immer mit 50 μ V verstärkt und gefiltert mit 70 Hz und einer Zeitkonstante von 0.3 sec. Die EOG-Signale wurden unterschiedlich mit 30 μ V, 50 μ V oder 70 μ V verstärkt, wurden gefiltert mit 15 Hz oder 30 Hz und einer Zeitkonstante von 0.6 sec. Die EMG-Signale wurden immer mit 20 μ V verstärkt und gefiltert mit 700 Hz und einer Zeitkonstante von 0.15 sec.

Für jede Ableitung wurde ein Protokoll angefertigt, das die experimentellen und technischen Daten festhielt. Eine Kopie davon findet sich in Anhang G.

Vor jeder Ableitung wurde zuerst der Elektrodenwiderstand geprüft. Der Elektrodenwiderstand sollte nicht über 3 bis 5 kOhm betragen. Lag der Widerstand einer Elektrode über dem angegebenen Bereich, wurde sie neu geklebt oder ausgewechselt, bis sämtliche Elektroden einen ähnlich tiefen Widerstand aufwiesen.

2.2.2 Datenorganisation

Die EEG-Zeitreihen wurden sowohl auf Papier als auch auf Analogband aufgezeichnet. In einem ersten Schritt wurden die Ausschnitte (Epochen) bestimmt und die Kennzeichnung festgelegt. Abbildungen 3 und 4 zeigen, wie die Ausschnitte vor und nach der Reizdarbietung ausgewählt und kodiert wurden.

Ruhe-EEG (Wachheit)

Ausschnitt-Nr (Epochen)	1	2	3	4	5
sec	_____	_____	_____	_____	_____
	20	20	20	20	20
Versuchsbedingung					
Augen zu	1	1		1	1
Augen auf			0		

ABBILDUNG 3: Auswahl und Kodierung der Ausschnitte in Wachheit

Für die EEG-Ausschnitte in der Wachheit (Abbildung 3) wurden jeweils 2 Epochen von 20 sec vor dem Augenöffnen (Ausschnitt 1, 2) und nach dem Augenschliessen (Ausschnitte 4, 5) und eine Epoche von 20 sec mit geöffneten Augen (Ausschnitt 3) festgelegt.⁶ Die Kodierung der Versuchsbedingung ist angegeben (Augen zu = 1, Augen auf = 0). Digitalisiert wurden nur Ausschnitte 1, 2, 4, 5, um einerseits einen Bezug Wachheit - Schlaf zu haben, und um andererseits die Alpha-Aktivität im Spektralmuster zu überprüfen.

Die EEG-Ausschnitte im Schlaf (Abbildung 4) waren 3-mal 20-sec- und 1-mal 10-sec-Epochen vor dem Stimulus (R) (Ausschnitte S1 - S4) und 1-mal 10 sec und 3-mal 20 sec nach dem Stimulus (Ausschnitte S5 - S8). Die Festlegung einer 10-sec-Epoche anstatt einer 20-sec-Epoche ergab sich aufgrund der Überlegung, dass die grösste Veränderung im EEG unmittelbar nach dem Stimulus und während kurzer Zeit zu erwarten ist. Für die Vergleichbarkeit der 10-sec-Epoche nach dem Stimulus (Ausschnitt S5) ergab sich spiegelbildlich eine solche vor dem Stimulus (Ausschnitt S4). Zwischen dem Ausschnitt S4 und S5 zum Zeitpunkt der Reizdarbietung wurden 4 sec während der Dauer des Stimulus aus Artefaktgründen weggelassen, sodass Ausschnitt S5 unmittelbar nach dem Ende des Stimulus begann. Die Kodierung der Schlafstadien (S) erfolgte auf der ersten Stelle der zweistelligen Ausschnittnummer. Die Verkodung der Schlafstadien war für Stadium 1 = 1, Stadium 2 = 2, Stadium 3 = 3, Stadium REM = 5. Die Versuchsbedingungen entsprachen den Reizsituationen, wobei jedem Stimulus eine einstellige Zahl zugewiesen wurde.

⁶ Die Aufforderung 'Augen auf - Augen zu' erfolgte im Abstand von 20 sec.

Schlaf-EEG (Stadium 1, 2, 3, REM)

Ausschnitt-Nr (Epochen)	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
sec	20	20	20	10	R 10	20	20	20
Versuchsbedingung								
1. Reiz	2	2	2	2	2	2	2	2
k	3	3	3	3	3	3	3	3
kc	4	4	4	4	4	4	4	4
j	5	5	5	5	5	5	5	5
jc	6	6	6	6	6	6	6	6
e	7	7	7	7	7	7	7	7
ec	8	8	8	8	8	8	8	8

ABBILDUNG 4: Auswahl und Kodierung der Ausschnitte im Schlaf
 zweistellige Ausschnitt-Nr mit S = Schlafstadium-Nr und Angabe der Dauer
 der Ausschnitte in sec, R = Reizdarbietung, Versuchsbedingungen: 1. Reiz =
 Habituationsreiz, k = Mutter-Kind, j = Schule, e = Erwachsener, c = Kontrolle

Die Versuchspersonen erhielten Nummern nach der Reihenfolge ihrer Teilnahme am Experiment. Die Ableitungsnächte wurden sinngemäss mit 1 oder 2 verkodet. Die EEG-Kanäle 1 bis 7 erhielten die entsprechenden Codes 1 bis 7, Kanal 8 erhielt den Code 0. Im Rahmen dieser Arbeit wurde ausschliesslich Kanal 8 (Cz-Pz) ausgewertet. Dieser Kanal wies weitaus am wenigsten Artefakte auf, d.h. nahezu alle Ausschnitte wurden in die Auswertung einbezogen.

Mit der Zuordnung der Codes war nun jeder EEG-Ausschnitt eindeutig identifizierbar, d.h. jeder Ausschnitt hatte seinen spezifischen Ident, der in die Datenbank eingetragen wurde. Der Zugriff auf die EEG-Daten erfolgte über den Ident.

2.2.3 Artefaktkodierung

Ziel der Artefaktkodierung war es, einzelne EEG-Ausschnitte mit Störungen weiterhin in die Datenanalyse einzubeziehen, allerdings wurden dann die Ausschnitte durch die Ausblendung des Artefakts um dessen Dauer kürzer.⁷

⁷ Ein Artefakt wird mittels einer Fensterfunktion (Hanning Window) ausgeblendet, wobei das EEG-Spektrum (die Fourier-transformierte EEG-Zeitreihe) einen gewissen Informationsverlust erfährt.

Die Artefaktkodierung erfolgte pro Kanal und Ausschnitt. Pro Kanal konnte nur ein Artefakt kodiert werden. Der Artefakt, resp. die eigentliche Ausblendungszeit dauerte höchstens 2 sec, da ansonsten der Informationsverlust durch die Ausblendung zu gross wurde. Pro Ausschnitt konnten maximal vier Artefakte kodiert werden. Die Codes für die Artefakttypen waren:

- 0 keine Artefakte
- 1 leichte Muskelpotentiale
- 2 Elektrodenartefakt / Bewegungsartefakt
- 3 Nullinienschwankungen
- 4 extreme Störungen (unbrauchbar)
- 5 starke Muskelpotentiale

Länger als 2 sec andauernde Artefakte wie z.B. Nullinienschwankungen oder Bewegungsartefakte bedeuteten, dass der entsprechende Ausschnitt/Kanal aus der Auswertung ausgeschieden wurde.^{*} Durch die strengen Kriterien der Artefaktkodierung wurden die EEG-Zeitreihen gründlich überprüft und nur zum Teil auf die Datenbank übertragen.

2.2.4 Digitalisierung der EEG-Zeitreihen

Die Ausschnitte wurden anhand der auf Papier aufgezeichneten EEG-Ableitungen festgelegt. Dabei wurden mit Hilfe des Time-Kodes der Zeitpunkt des Beginns des 1. Ausschnitts und des 5. Ausschnitts bestimmt und eventuell Zeitpunkt und Dauer eines Artefakts festgehalten. Pro Versuchsperson, Ableitungsnacht, Reizbedingung und Schlafstadium wurden die Ausschnitte in 8 Kanälen kodiert. Zu digitalisieren waren gesamthaft 31'380 Ausschnitte.

Die EEG-Ausschnitte wurden blockweise (Ausschnitte 1 bis 8) vom Analogband gelesen und nochmals gefiltert (Cauer-Tiefpassfilter, 5 Pole, Cutoff-Frequenz 26 Hz, bei 50 Hz 44 dB Abschwächung). Die EEG-Zeitreihen wurden mit Hilfe des A-D-Wandlers digitalisiert, der eine Abtastrate von 128 Hz und eine Auflösung von 10 Bit hatte. Die Ausschnitte wurden mit dem entsprechenden Ident versehen, auf einer Disk zwischengespeichert und anschliessend auf Digitalband geschrieben. Pro Digitalband liessen sich alle EEG-Ausschnitte von 2 bis 3 Personen speichern. Zur Kontrolle wurden die digitalisierten, bereits auf Band gespeicherten Ausschnitte auf einem Bildschirm geplottet und mit der Originalableitung verglichen. Das Digitalisierungsprogramm entwickelte G. Bomben, Mitarbeiter der Forschungsabteilung der Psychiatrischen Universitätsklinik Zürich.

Die digitalisierten EEG-Zeitreihen wurden am Rechenzentrum der Universität Zürich von den Digitalbändern gelesen, komprimiert, Fourier-transformiert und als EEG-Spektren auf Disk (Datenbank) geschrieben. Für die Auswertung wurden nicht sämtliche EEG-Spektren auf Disk benötigt, sondern ausschliesslich die EEG-Spektren des Kanals 8 (Cz-Pz), die entweder artefaktfrei (Artefaktcode 0) waren oder allenfalls leichte Muskelpotentiale (Artefaktcode 1) aufwiesen. Die Datenbank umfasste damit für die Auswertung maximal 3'456 EEG-Spektren der Schlafstadien 2, 3 und REM und maximal 192 EEG-Spektren der Wachheit. Der Zugriff zur Datenbank erfolgte sowohl interaktiv als auch im Batch. Für die Datenorganisation und die Analyse der

^{*} Bei der späteren Ueberspielung der Daten vom Digitalband auf Disk (Datenbank) konnte nochmals auf die Artefaktkodierung zurückgegriffen werden.

EEG-Spektren wurde das Programmsystem MASTER.EEG von Stassen, Günter & Bomben, (1983) verwendet. Die multivariate Auswertung der EEG-Spektalmuster erfolgte mit Programmen von V. Conen. Die Programmbibliothek PSYCHLIB,⁹ wurde nach Bedarf ebenfalls für die Auswertung herangezogen. In Anhang K sind die verwendeten Programme aufgelistet.

2.3 STATISTISCHE VERFAHREN

In Abbildung 5 sind die fortlaufenden Auswertungsschritte und die jeweils verwendeten Programme graphisch dargestellt. Die einzelnen Schritte werden anschliessend besprochen.

2.3.1 Spektralanalyse (Fourier-Transformation)

Für die Spektralanalyse der EEG-Zeitreihen stand ein Programmpaket der NASA zur Verfügung (Brown, Brown & Hardin, 1974), wobei die FFT-Transformation (Fast-Fourier-Transformation) verwendet wurde.

Die Spektralanalyse (Fourier-Transformation) beschreibt eine EEG-Zeitreihe durch ihre Frequenzkomponenten. Dabei entsteht aus der Zeitreihe ein diskretes Spektrum, das Untersuchungen über Frequenzzusammensetzung und Energieverteilung ermöglicht (siehe dazu Dumermuth, 1973, 1977; Johnson, 1977; Cooper et. al., 1978). Allerdings enthält das Spektrum keine Informationen mehr über die spezifische Signalform der zugrunde liegenden Zeitreihe (Dumermuth et. al. 1972).

EEG-Zeitreihen sind stochastische Biosignale und durch eine beträchtliche Variabilität gekennzeichnet. Das gilt gleichermassen für Wach- und Schlaf-EEG. Demzufolge ist die Wahl des Messintervalls einer Zeitreihe für die Schätzung des Spektrums von Bedeutung. Je kürzer das Messintervall definiert wird, desto grösser ist die Zufälligkeit und die Variabilität der abgebildeten Information. Stassen (1983) untersuchte den Zusammenhang zwischen Länge von EEG-Zeitreihen in der Wachheit und Spektralanalyse anhand mehrerer 1000 Spektren aus artefaktfreien Zeitreihen von mehr als 80 Versuchspersonen (wahre Spektren). In diesen Zeitreihen wurden an insgesamt 8 verschiedenen Stellen Abschnitte von 2, 4, 6, 8 und 12 sec ausgeblendet und die Spektren neu geschätzt (verfälschte Spektren). Die verfälschten Spektren wurden mit den wahren Spektren verglichen und der mittlere Fehler und Streuung wurde für folgende Frequenzbänder 0-7.5 Hz, 7.5-15 Hz, 15-22.5 Hz und 22.5-30 Hz bestimmt. Dabei ergab sich kein wesentlicher Unterschied zwischen den Frequenzbändern, mit anderen Worten: der Fehler ist gleichmässig über alle Frequenzbänder verteilt. Ein Ausblenden von 2, 4 oder 6 sec ergab jeweils einen Fehler von etwa 6%, 10% oder 17%. Insgesamt gilt: je kürzer die Zeitreihe, desto ungenauer die Schätzung des Spektrums. Eine "optimale" Länge ergibt sich bei 16 sec.

⁹ Programmbibliothek PSYCHLIB, Psychiatrische Universitätsklinik Burghölzli, Zürich, Forschungsdirektion, Version Januar 1978.

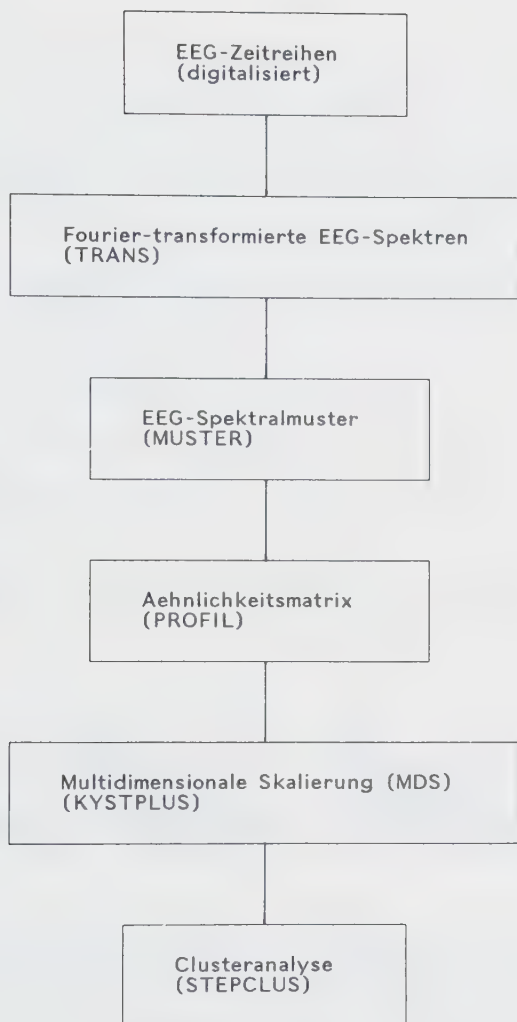


ABBILDUNG 5: Auswertungsschritte

2.3.2 Spektralmuster

Aus den Spektren konsekutiver EEG-Zeitreihen lässt sich das Spektralmuster schätzen (Stassen, 1980, 1982, 1983). Es werden die Spektren aufeinanderfolgender Messausschnitte verwendet, um obere und untere Grenzen für die Energieverteilungen (Leistung) pro Frequenzeinheit ($1/\mu\text{Hz}$) zu finden. Anhand dieser Verteilungsfunktion wird das Spektralmuster definiert. Das Spektralmuster berücksichtigt sowohl die Spektralverteilung als auch Kurzzeit-Fluktuationen. Die Spektralmuster erlauben eine recht genaue Schätzung des statischen und dynamischen Anteils der im EEG enthaltenen Informationen (Stassen, 1983). Die Spektralmuster messen kleinste Veränderungen in den EEG-Spektren, insbesondere auch kurze 'Responses', die sich aus der Normal-Fluktuation des EEGs abheben. Hingegen kann der Zeitpunkt und die Dauer des Auftretens einer Veränderung der EEG-Aktivität im Spektralmuster nicht festgestellt werden. D.h. es kann nicht erkannt werden, wann die durch den Stimulus bedingte EEG-Reaktivität auftritt und wie lange sie dauert, ohne dass auf die einzelnen dem Spektralmuster zugrunde liegenden EEG-Spektren, resp. EEG-Zeitreihen zurückgegriffen wird. Zusammenfassend gilt: eine ausgelöste Veränderung im EEG wird im Spektralmuster sichtbar, aber der zeitliche Verlauf der EEG-Veränderung kann nicht unmittelbar verfolgt werden. In dieser Arbeit basiert das Spektralmuster auf einer konsekutiven EEG-Zeitreihe von insgesamt 70 sec Dauer. Ist eine stimulusbedingte EEG-Veränderung von kurzer Dauer (z.B. 1 sec) und tritt der vorherige EEG-Zustand wieder ein, wird sich das betreffende Spektralmuster verhältnismässig wenig ändern im Vergleich zum Spektralmuster vor der Stimulusdarbietung. Ist hingegen die Dauer der EEG-Reaktivität längerfristig (10-20 sec oder länger), tritt entsprechend eine deutlichere Veränderung des Spektralmusters ein. Anders formuliert: verändert sich eines der vier in die Schätzung des Spektralmusters einbezogenen Spektren, so verändert sich auch das Spektralmuster entsprechend.

Nach Dumermuth et. al. (1972) lassen sich transiente EEG-Phänomene (K-Komplexe, Vertexzacken) durch die Spektralanalyse schlecht erfassen und eine kurzdauernde rhythmische EEG-Aktivität (Schlafspindeln) von einer kontinuierlichen niederamplituden EEG-Aktivität im Spektrum nicht unterscheiden. Dennoch ermöglichen die EEG-Spektren eine genaue Quantifizierung der Hintergrundaktivität der verschiedenen Schlafstadien. Dies gilt natürlich auch für die Spektralmuster, da sie aus den Spektren geschätzt sind.

Die Spektralmuster sind bei logarithmischer Darstellung überall gleich breit. Die Variabilität,¹⁰ die sich in der Breite des Spektralmusters äussert, ist hoch mit der Amplitude korreliert. Je schmaler das Muster desto geringer ist die Variabilität zwischen den Spektren und desto grösser ist der Informationsgehalt (z.B. Replizierbarkeit einer Person).

In den Abbildungen 6 bis 13 sind die aufeinanderfolgenden EEG-Zeitreihen (Kanal 8) mit den dazugehörigen Spektren und den entsprechenden Spektralmustern des Schlafstadiums 2 (Abbildungen 6, 7), 3 (Abbildungen 8, 9) und REM (Abbildungen 10, 11) und vergleichsweise der wachen Ruhe (Abbildungen 12, 13) abgebildet. Die Fluktuation innerhalb des Spektralmusters ist charakteristisch für die Variabilität des EEGs in den einzelnen Ausschnitten. Zum Beispiel im Spektralmuster des Schlafstadiums 2 (Abbildung 7) lassen sich deutlich Kurzzeit-Fluktuationen im Spindelbereich erkennen.

¹⁰ mit 'A' bezeichnet in den folgenden Abbildungen der Spektralmuster

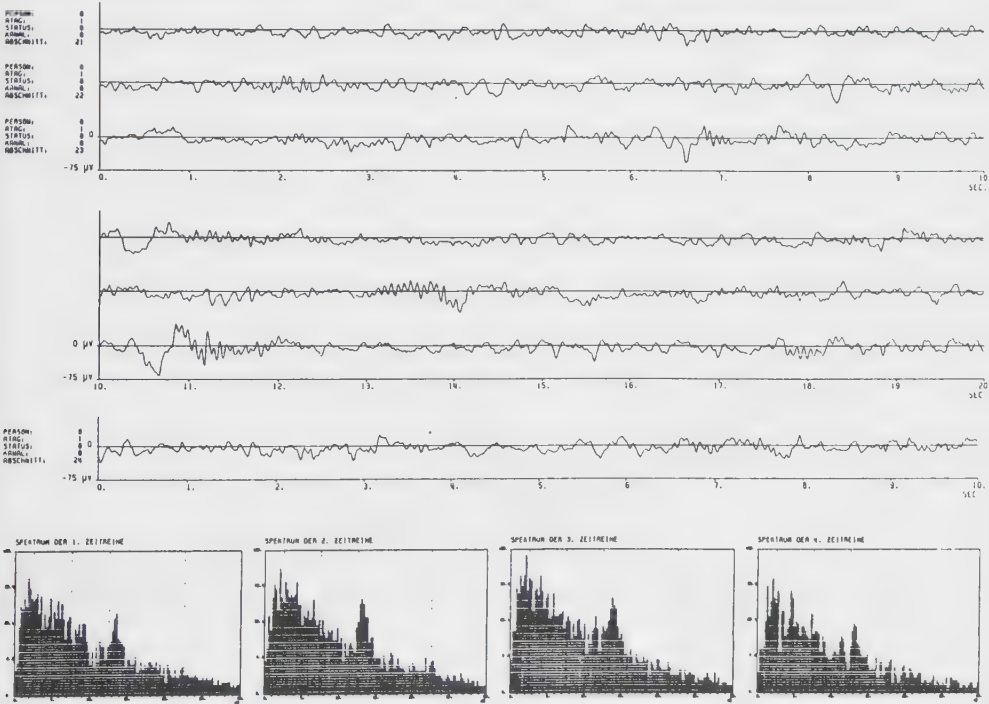


ABBILDUNG 6: EEG-Zeitreihen und Spektren des Schlafstadiums 2
Die Abbildung zeigt aufeinanderfolgende EEG-Zeitreihen von 3-mal 20 sec Dauer und 1-mal 10 sec Dauer vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums 2 (VP 8). Darunter sind die aus jedem EEG-Messauschnitt berechneten Spektren abgebildet.

PATIENT: 50501008
 DATUM: 0. 0. 0
 UHRZEIT: 0: 0: 0
 ABL. TAG: 1
 STATUS: 8
 KANAL: 8
 MESSUNG: 0

SCHLAFSTADIUM 2

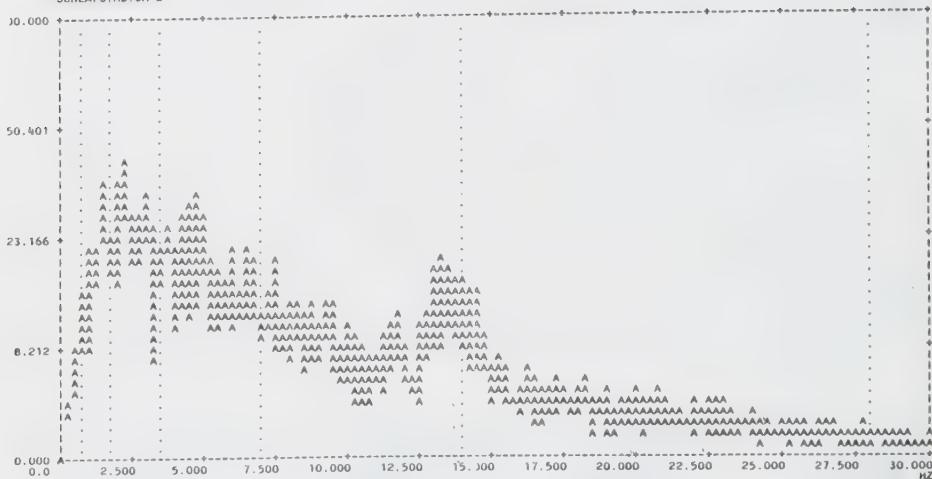


ABBILDUNG 7: EEG-Spektralmuster des Schlafstadiums 2

Das Spektralmuster wurde aus den oberen und unteren Grenzen der aufeinanderfolgenden Spektren aus Abbildung 6 pro Frequenzeinheit ($1/4$ Hz Auflösung) gebildet. Die Frequenzbandgrenzen (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) sind mit gepunkteten Linien markiert. Die Breite des Spektralmusters (A) bezeichnet die Variabilität zwischen den Spektren. Je schmaler das Spektralmuster ausfällt, desto geringer ist die Variabilität der Spektren.

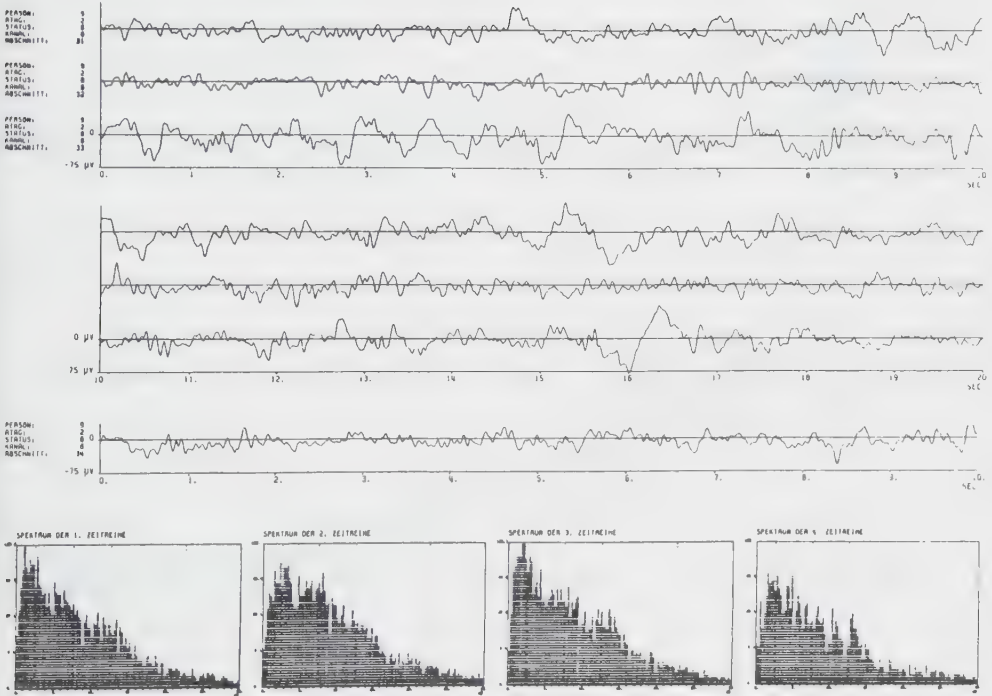


ABBILDUNG 8: EEG-Zeitreihen und Spektren des Schlafstadiums 3
Die Abbildung zeigt aufeinanderfolgende EEG-Zeitreihen von 3-mal 20 sec Dauer und 1-mal 10 sec Dauer vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums 3 (VP 9). Darunter sind die aus jedem EEG-Messauschnitt berechneten Spektren abgebildet.

PATIENT: 50501009
 DATUM: 0. 0. 0
 UHRZEIT: 0: 0: 0
 ABLTAG: 2
 STATUS: 8
 KANAL1: 8
 MESSUNG: 0

SCHLAFSTADIUM 3

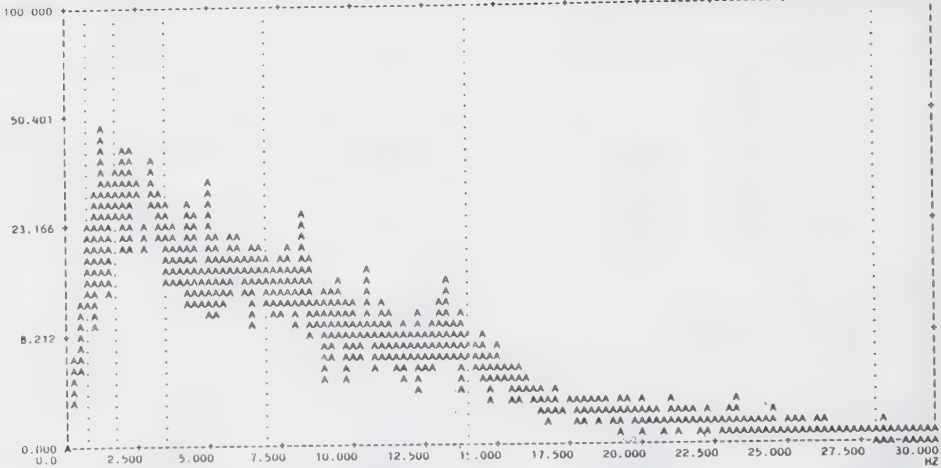


ABBILDUNG 9: EEG-Spektralmuster des Schlafstadiums 3

Das Spektralmuster wurde aus den oberen und unteren Grenzen der aufeinanderfolgenden Spektren aus Abbildung 8 pro Frequenzeinheit ($1/4$ Hz Auflösung) gebildet. Die Frequenzbandgrenzen (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) sind mit gepunkteten Linien markiert. Die Breite des Spektralmusters (A) bezeichnet die Variabilität zwischen den Spektren. Je schmaler das Spektralmuster ausfällt, desto geringer ist die Variabilität der Spektren.

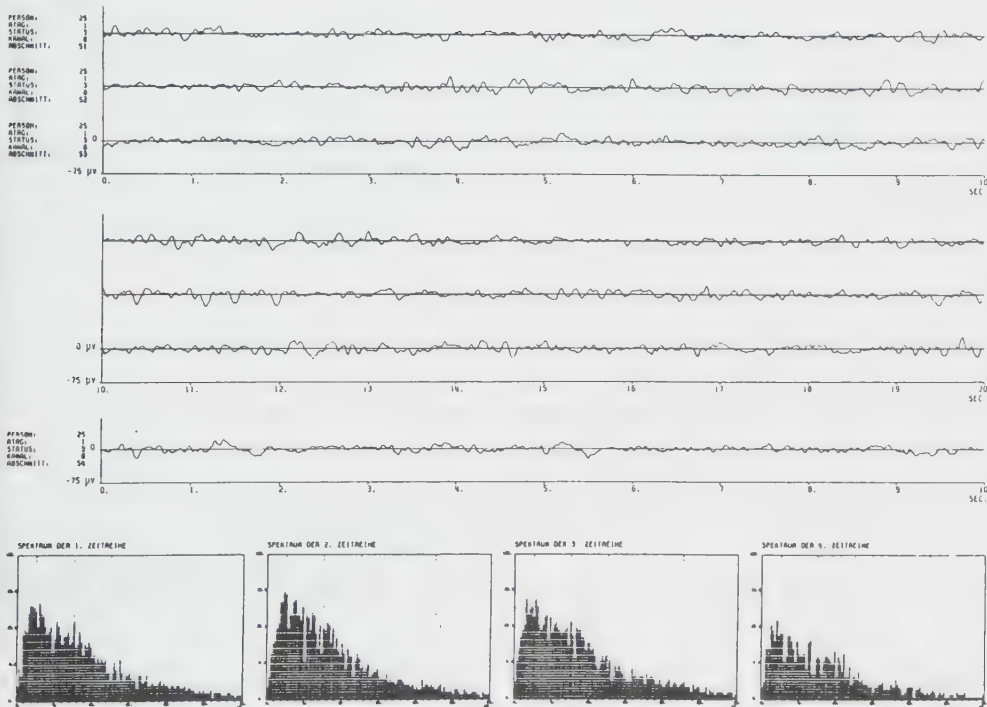


ABBILDUNG 10: EEG-Zeitreihen und Spektren des Schlafstadiums REM
Die Abbildung zeigt aufeinanderfolgende EEG-Zeitreihen von 3-mal 20 sec Dauer und 1-mal 10 sec Dauer vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums REM (VP 25). Darunter sind die aus jedem EEG-Messauschnitt berechneten Spektren abgebildet.

PATIENT: 50501025
 DATUM: 0. 0. 0
 UHRZEIT: 0: 0: 0
 ABL. TAG: 1
 STATUS: 3
 KANAL: 8
 MESSUNG: 0

SCHLAFSTADIUM REM

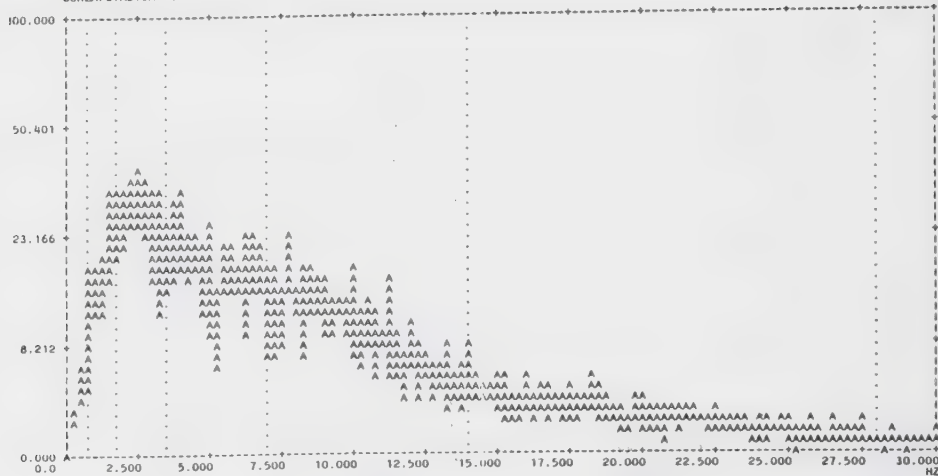


ABBILDUNG 11: EEG-Spektralmuster des Schlafstadiums REM

Das Spektralmuster wurde aus den oberen und unteren Grenzen der aufeinanderfolgenden Spektren aus Abbildung 10 pro Frequenzeinheit ($1/4$ Hz Auflösung) gebildet. Die Frequenzbandgrenzen (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) sind mit gepunkteten Linien markiert. Die Breite des Spektralmusters (A) bezeichnet die Variabilität zwischen den Spektren. Je schmaler das Spektralmuster ausfällt, desto geringer ist die Variabilität der Spektren.

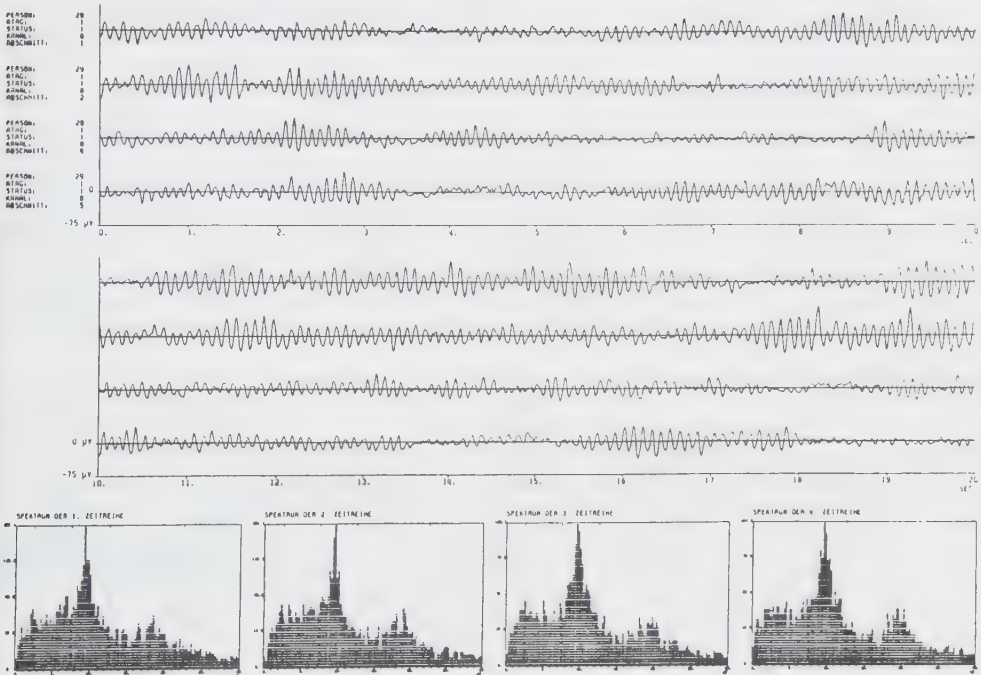


ABBILDUNG 12: EEG-Zeitreihen und Spektren der wachen Ruhe

Die Abbildung zeigt aufeinanderfolgende EEG-Zeitreihen von je 2-mal 20 sec Dauer vor und nach dem Augenöffnen (VP 29). Darunter sind die aus jedem EEG-Messauschnitt berechneten Spektren abgebildet.

PATIENT: 50501029
 DATUM: 0. 0. 0
 UHRZEIT: 0: 0: 0
 ABL. TAG: 1
 STATUS: 1
 KANAL: 8
 MESSUNG: 0

EEG IN WACHER RUHE

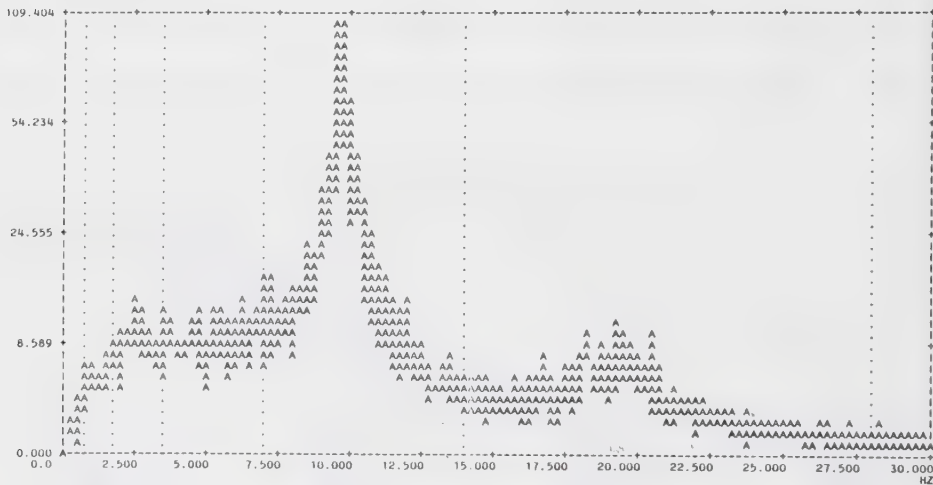


ABBILDUNG 13: EEG-Spektralmuster der wachen Ruhe

Das Spektralmuster wurde aus den oberen und unteren Grenzen der aufeinanderfolgenden Spektren aus Abbildung 12 pro Frequenzeinheit ($1/4$ Hz Auflösung) gebildet. Die Frequenzbandgrenzen (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) sind mit gepunkteten Linien markiert. Die Breite des Spektralmusters (A) bezeichnet die Variabilität zwischen den Spektren. Je schmäler das Spektralmuster ausfällt, desto geringer ist die Variabilität der Spektren.

Die multivariate Auswertung des EEGs basiert auf den EEG-Spektralmustern von vier Spektren konsekutiver EEG-Zeitreihen. Die aufeinanderfolgenden Messungen (Kanal 8) setzen sich zusammen aus drei 20-sec-Epochen und einer 10-sec-Epoche. Von jeder Versuchsperson (N=23) sind maximal 36 Spektralmuster vorhanden, die je nach Fragestellung gruppiert in die weitere Berechnung eingehen: vor / nach der Reizdarbietung / 6 Stimuli / 3 Schlafstadien.

Die Möglichkeit, eine noch wenig verwendete Methode der EEG-Analyse zur Untersuchung der Fragestellung heranzuziehen und darzustellen, ist u.a. Ziel dieser Arbeit, die dadurch einen exploratorischen Charakter erhält.

2.3.3 Multivariater Ansatz

Verschiedentlich wurden multivariate Verfahren zur EEG-Analyse herangezogen (Burger et. al., 1977; Gasser & Möcks, 1983; Molinari et. al., 1984). Die Verwendung eines multivariaten Ansatzes hat gegenüber dem univariaten Ansatz den Vorteil, dass Interaktionen zwischen den Parametern berücksichtigt werden, d.h. gleichzeitig ausgewertet werden. Wie Gasser & Möcks (1983) betonten, erlaubt die mit der multivariaten Analyse verbundene graphische Darstellung Einblick in die Struktur von a priori definierten Gruppen, wie das hier der Fall ist.

2.3.3.1 Ähnlichkeitsmatrix

Der Vergleich der Spektralmuster verschiedener EEG-Zustände und Versuchsbedingungen erfolgt über die Definition eines (nicht-metrischen) Ähnlichkeitsmasses, das letztlich die Ähnlichkeiten der Personen aufgrund ihrer Merkmale (Spektralmuster) beschreibt. Mit Hilfe des Ähnlichkeitsmasses wird eine Ähnlichkeitsmatrix über die Spektralmuster gebildet, indem Ähnlichkeits- (oder Distanz-) Koeffizienten zwischen allen Spektralmustern berechnet werden. Bei N Spektralmustern ergibt sich eine Ähnlichkeitsmatrix mit $N(N-1)/2$ Ähnlichkeitskoeffizienten. Die Ähnlichkeitsmatrix bildet die Grundlage für die multidimensionale Skalierung (MDS). PROFIL (Version Muster) (Conen, 1983) ist das zur Erstellung der Ähnlichkeitsmatrix verwendete Programm.

Die Ähnlichkeitskoeffizienten setzen sich aus den Werten einzelner Frequenzbänder der Spektralmuster zusammen. In Anlehnung an Rémond (1977) wurden als Frequenzbänder gewählt: 0.75 - 1.75 und 1.75 - 3.5 Hz (δ -Band), 3.5 - 7 Hz (θ -Band), 7 - 14 Hz (α -Band) und 14 - 28 Hz (β -Band). Diese Einteilung der Frequenzbänder wird sowohl den physikalischen wie den klinischen Verhältnissen weitgehend gerecht. Sie erfolgt in Oktavschritten. Jede Oktave ist gleichbedeutend. Damit wird verhindert, dass die Oktaven mit wenig Stützstellen (lineare $1/4$ Hz Auflösung) ein zu geringes Gewicht erhalten gegenüber Oktaven mit vielen Stützstellen.

2.3.3.2 Multidimensionale Skalierung (MDS)

Das Verfahren der multidimensionalen Skalierung (MDS) erlaubt einerseits die Gewinnung metrischer Information aus nicht-metrischen Daten und leistet an-

dererseits eine Dimensionsreduktion. Der Algorithmus geht von der Ähnlichkeitsmatrix der N Realisationen eines Merkmalsvektors (Spektralmuster) aus und konstruiert einen metrischen Raum, in welchem N Bildpunkte so angeordnet werden, dass die $N(N-1)/2$ Abstände zwischen den Punkten möglichst gut mit den ursprünglichen Ähnlichkeiten oder Abständen übereinstimmen. Im nicht-metrischen Fall wird bei der Konstruktion des Bildraumes lediglich die ordinale Information über die Rangreihen der Ähnlichkeitskoeffizienten und der geschätzten Abstände ausgewertet. Die erreichbare Güte der Darstellung hängt im wesentlichen von der Dimension des Bildraumes ab.¹¹ Abbildung 14 zeigt die Anpassungsgüte 'Stress' der MDS als Funktion der Dimension des Bildraumes, basierend auf den ersten 350 Spektralmustern (23 VP) vor der Reizdarbietung.

PSYCHIATRISCHE UNIVERSITÄETSKLINIK ZÜRICH •

MASTER.KY>T(+) MV(1,4)

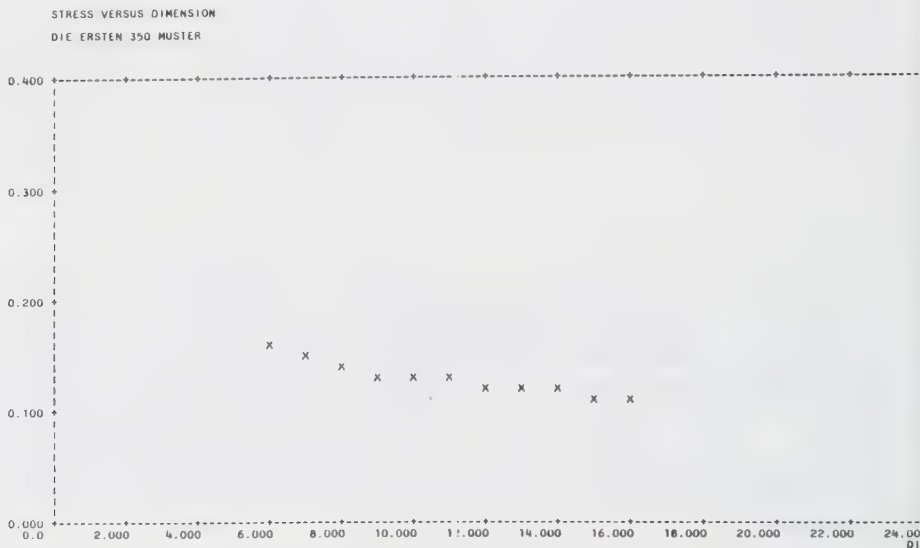


ABBILDUNG 14: Anpassungsgüte Stress (Ordinate) als Funktion der Dimension (Abszisse) basierend auf 350 Spektralmustern vor der Reizdarbietung (Schlafstadium 2: 129, 3: 134 und REM: 87)

'Stress' gibt die Güte der Anpassung der erreichten Punktekonfiguration im metrischen Bildraum an die Ähnlichkeitsmatrix an. Tabelle 3 zeigt die Anpassungsgüte einiger Stresswerte (übernommen von Stassen, 1983, Seite 71).

¹¹ Die Genauigkeit der Schätzung der räumlichen Konfiguration der Punkte nimmt mit steigender Anzahl Dimensionen zu, wobei das Rauschen dadurch eventuell überbetont wird.

TABELLE 3

Güte der Anpassung des MDS-Verfahrens

Güte der Anpassung	Stress (Formel 2)
poor	0.40
fair	0.20
good	0.10
excellent	0.05

Die Güte der Anpassung in einer MDS kann auch in Form eines Shepard Diagramms (Shepard, 1962) überprüft werden, wobei die ursprünglich nicht-metrischen Ähnlichkeitskoeffizienten gegen die metrischen Distanzen zwischen den konstruierten Vektoren eines mehrdimensionalen Raumes aufgetragen werden (Abbildung 24 und 29). Eine gute Anpassung resultiert in einer angenähert diagonalen Abbildung der gegeneinander aufgetragenen Ähnlichkeitskoeffizienten (DATA) und Disparities (DHAT) / geschätzten Distanzen (DIST).

Eine ausführliche Beschreibung des MDS-Verfahrens in Zusammenhang mit der EEG-Analyse ist bei Stassen (1985) zu finden. Berechnet wird die MDS durch das Programm KYSTPLUS (PSYCHLIB), einer erweiterten Version von KYST-2A (Kruskal, Young & Seery, 1978).

2.3.3.3 Clusteranalyse

Wie Abbildung 14 zeigt, verbessert sich die Anpassungsgüte ab 9 Dimensionen nicht wesentlich weiter, sodass als Ausgangslage für die Clusteranalyse die durch die MDS konstruierte Punktconfiguration im 9-dimensionalen metrischen Raum dient. Die Bildpunkte entsprechen den Spektralmustern. Im Gegensatz zur üblichen Verwendung¹² der Clusteranalyse, nämlich aufgrund der Punkteconfiguration Cluster zu bilden, wurden hier die Cluster vorgegeben resp. vorbestimmt durch die experimentellen Bedingungen. Ein vorgegebenes Cluster ist von Anfang an durch alle Punkte, die zu einer bestimmten Versuchsbedingung gehören, definiert. Von Interesse ist dabei, ob sich eine Zuordnung bedingungsspezifischer Spektralmuster zu entsprechenden Clustern ergibt und ob voneinander trennbare Cluster entstehen.

Für jedes vorgegebene Cluster wird aus der räumlichen Configuration der Punkte ein Schwerpunkt berechnet. Durch die Schwerpunkte der vorgegebenen Cluster wird eine Ebene gelegt, worauf sämtliche Punkte der Cluster projiziert werden. Die Projektionsebene wird immer durch drei (Schwer)punkte gelegt. Bei einer Projektion von nur zwei Clustern wird der dritte Punkt (in den Abbildungen mit * markiert) mittels Optimierung gesucht, sodass eine Projektion mit maximaler Streuung der Punkt - Punkt - Distanzen erreicht

¹² Die Clusteranalyse wird hier nicht als Klassifikationsproblem verwendet, wo die Anzahl, die Homogenität und die Lokalisation gesucht werden.

wird. Die Projektion wird bestimmt durch die Schwerpunkte der Cluster, die wiederum von der räumlichen Konfiguration der Punkte, von deren Ähnlichkeiten abhängen. Die Projektion ändert sich sobald sich die Schwerpunkte ändern, sobald Veränderungen der Anzahl Punkte und/oder deren Ähnlichkeiten vorliegen.

Das Programm STEPCLUS (nicht-sphärische Clusteranalyse) wurde für die Analyse der vorgegebenen Cluster verwendet, das von V. Conen¹³ (1985) entwickelt wurde.

STEPCLUS definiert einen Cluster anhand von Verknüpfungsregeln. Average - Linkage (sphärisches Kriterium) bezieht sich auf die Verknüpfung eines Punktes mit einem Cluster durch den durchschnittlichen Abstand des Punktes zu allen Punkten des Clusters.¹⁴ Beim Partial - Linkage- Kriterium (nicht-sphärisches Kriterium) basiert die Verknüpfung auf der Bestimmung der mittleren Distanz eines Punktes zu einem ihm nächstgelegenen Teil der Punkte eines Clusters.

"Ein Cluster ist somit definiert als eine Menge von Punkten, für die alle gilt, dass sie einer Teilmenge von ihnen am nächsten gelegenen Punkten dieses Clusters im Durchschnitt näher liegen als einer entsprechend (relativ) grossen Teilmenge eines jeden anderen Clusters." (Conen, 1985, S.2)

Dadurch wird auch eine längliche Form des Clusters erkannt. Bei dem hier durchwegs verwendeten Median-Linkage beruht die Entscheidung über die Verknüpfung eines Punktes mit einem Cluster auf dem mittleren Abstand des Punktes zu der ihm benachbarten Hälfte aller Punkte des Clusters.

Theta ist der Verknüpfungsfaktor und gibt das Verhältnis der Nähe der Punkte zu einem Cluster an. Mit Theta können Kernbereiche und Uebergangsbereiche (Guard-Zonen) bestimmt werden. Ist Theta=1.0, dann sind Cluster und Kernbereiche identisch. Bei Theta=1.0 liegen die Punkte eines Clusters gerade noch näher zu diesem als zu einem andern Cluster. Ist hingegen der durchschnittliche Abstand eines Punktes zu seinem Cluster gleich oder grösser als zu einem andern Cluster, so liegt er in der Guard-Zone, ausserhalb des Kernbereichs seines Clusters. Bezeichnet wird ein solcher Punkt in den entsprechenden Abbildungen mit einem Punkt (.). Die in der Guard-Zone liegenden Punkte werden in die neuerliche Berechnung der Projektion der Cluster bei Theta=1.0 nicht einbezogen.

Zur Verständlichkeit der Abbildungen ist zu erwähnen, dass die Anzahl abgebildeter Punkte in der jeweiligen Projektion in der Regel kleiner ist als die Gesamtzahl, da einige Punkte desselben Clusters übereinander liegen und mit nur einer Kennnummer des Clusters bezeichnet werden. Mit einem Sternchen (*) werden jeweils übereinander liegende Punkte, die aus zwei verschiedenen Clustern stammen, angegeben.

¹³ Forschungsdirektion, Psychiatrische Universitätsklinik, Zürich

¹⁴ Im Unterschied zu KYSTPLUS, das die Cluster anhand eines vorgegebenen Cluster-Radius und passender "Guard-Zone" definiert.

2.3.4 Trennung der Schlafstadien mittels univariater Methoden

Für den statistischen Vergleich der Aehnlichkeiten der Spektralmuster einzelner Schlafstadien oder EEG-Zustände vor resp. nach der Reizdarbietung wurde die parametrische einfache Varianzanalyse, der F-Test, für Mittelwertvergleiche (Claus und Ebner, 1982) und der Kolmogorov-Smirnov-Test¹⁵ für die Prüfung der Uebereinstimmung zweier kumulierter relativer Verteilungen (Siegel, 1976) herangezogen. Für die statistische Prüfung der intra- und interindividuellen Aehnlichkeiten der Spektralmuster wurde der Mann - Whitney - U -Test verwendet. Die statistischen Berechnungen wurden mit dem Programm PROFIL vorgenommen.

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster wurden in zwei Mengen aufgeteilt - innerhalb der Gruppen und zwischen den Gruppen. Die Gruppierung erfolgte je nach Fragestellung (Schlafstadien, vor und nach der Reizdarbietung, intra-individuell und inter-individuell). Statistisch miteinander verglichen wurden die Verteilungen der beiden Stichproben. Neben der Irrtumswahrscheinlichkeit (P) wird der relative Anteil der Varianz zwischen den Gruppen an der Gesamtvarianz (Varianzaufklärung) und die Flächenüberschneidung zwischen den Verteilungen der Stichproben - innerhalb und zwischen den Gruppen - als weiteres Trennschärfe-Kriterium angegeben.

¹⁵ Dieser Test ist verteilungsfrei und registriert jede Art von Unterschied zwischen den Verteilungen der Stichproben (z.B. zentrale Tendenz, Streuung, Schiefe). Bei grossen Stichproben und einseitiger Fragestellung, wie das hier der Fall ist, nähert sich die Verteilung der Prüfgrösse D des Kolmogorov - Smirnov - Tests an die χ^2 - Verteilung an. D wird in χ^2 umgerechnet (mit 2 Freiheitsgraden) und damit die Signifikanz geschätzt.

Kapitel III

ERGEBNISSE

3.1 SCHLAFVERHALTEN

3.1.1 Einschätzung des allgemeinen Schlafverhaltens

Im folgenden werden die Ergebnisse zum 'Schlafverhalten I' (siehe Anhang H) dargestellt, die Auskunft geben über die Schlafgewohnheiten der untersuchten Probanden.

Auf die Frage nach der Schlafqualität bezeichnen sich 21 Probanden als sehr gute oder gute Schläfer, ein Proband stuft sich als mittelmässigen und einer als schlechten Schläfer ein. Tabelle 4 fasst die Einschätzung des Schlafvermögens zusammen.

TABELLE 4

Sind Sie ein guter Schläfer?

Schlafeinschätzung	Anzahl VP
sehr gut	10
gut	11
mittelmässig	1
schlecht	1
sehr schlecht	0

In Tabelle 5 ist der Schlafbedarf der Versuchspersonen festgehalten. Zwei Drittel der Versuchspersonen geben an, zwischen 6 bis 8 Stunden Schlaf pro Nacht durchschnittlich zu benötigen. Fünf Befragte (22%) brauchen weniger als 6 Stunden Schlaf und drei Versuchspersonen (13%) brauchen deutlich mehr Schlaf.

Bewusst erlebtes, regelmässiges, nächtliches Erwachen tritt bei der Mehrheit der Probanden nicht auf. Tabelle 6 zeigt, dass knapp drei Viertel der Probanden von sich annehmen, dass sie nachts überhaupt nicht erwachen, während 6 Probanden (26%) angeben, ein bis zwei Mal pro Nacht zu erwachen.

Die häufigste Schlafstörung bei der untersuchten Gruppe ist das zu frühe Erwachen am Morgen. Aus der Befragung geht allerdings nicht hervor, ob damit nicht auch das durch äussere Bedingungen (z.B. Arbeit) erzwungene

TABELLE 5

Wieviel Schlaf brauchen Sie durchschnittlich, normalerweise?

Schlafbedarf	Anzahl VP
weniger als 4 Stunden	0
4 bis 5 Stunden	1
5 bis 6 Stunden	4
6 bis 7 Stunden	9
7 bis 8 Stunden	6
8 bis 9 Stunden	0
mehr als 9 Stunden	3

TABELLE 6

Wie häufig erwachen Sie nachts normalerweise?

Häufigkeit	Anzahl VP
nie	17
1- bis 2-mal	6
3- bis 5-mal	0
6- bis 10-mal	0
häufiger	0

frühe Erwachen mitgemeint ist, was aufgrund der beobachteten Häufigkeit eher wahrscheinlich ist. Durchschlafstörungen werden keine angegeben, allerdings haben drei Versuchspersonen auch Einschlafschwierigkeiten. Tabelle 7 fasst die Schlafprobleme zusammen.

TABELLE 7

Haben Sie Schlafprobleme ?

Einschätzung	Anzahl VP		erwachen Sie zu früh morgens
	beim Einschlafen	beim Durchschlafen	
ja	3	0	19
nein	20	23	4

Tabelle 8 zeigt die Auftretenshäufigkeiten der Schlafprobleme. In der Regel treten die Schlafprobleme sporadisch auf. Immerhin berichten vier Probanden doch über Schlafschwierigkeiten, die mehrmals monatlich oder sogar häufiger auftreten.

TABELLE 8

Wie häufig haben Sie Schlafprobleme ?

Häufigkeit der Schlafprobleme	Anzahl VP
nie	10
1- bis 10-mal im Jahr	9
1- bis 5-mal im Monat	3
immer	1

Gesamthaft erscheint die Stichprobe in Bezug auf die Schlafgewohnheiten der Versuchspersonen recht normal. Vier Versuchspersonen fallen bei der Durchsicht der Tabellen aufgrund von Schlafschwierigkeiten oder einer Selbsteinschätzung als schlechter oder mittelmässiger Schläfer auf. Um ein besseres Bild der einzelnen Versuchspersonen zu erhalten, die eventuell Schlafprobleme haben, sind sie anschliessend kurz beschrieben.

VP 5 gibt Einschlafschwierigkeiten an, die 1- bis 5-mal im Monat auftreten. Er bezeichnet sich sonst als guten Schläfer mit einem Schlafbedarf von 6 bis 7 Stunden pro Nacht und erwacht nachts nie. Im Labor schlief dieser Proband in der ersten Nacht mittelmässig, in der zweiten Nacht sehr gut. Er gab an 1- bis 2-mal pro Nacht erwacht zu sein und fühlte sich am Morgen jeweils einigermaßen bis sehr gut ausgeruht.

VP 7 bezeichnet sich als mittelmässigen Schläfer, braucht 6 bis 7 Stunden Schlaf, erwacht 1- bis 2-mal in der Nacht und gibt Einschlafschwierigkeiten an, die 1- bis 5-mal monatlich auftreten können. Die Labornächte werden von diesem Probanden positiv eingeschätzt, er hat in beiden Nächten gut geschlafen, ist 1- bis 2-mal erwacht und fühlte sich einigermaßen gut ausgeruht.

VP 16 gibt an, immer Schlafprobleme zu haben. Ansonsten bezeichnet er sich als guten Schläfer mit einem Schlafbedarf von 5 bis 6 Stunden. Er erwacht nie nachts, hingegen erwacht er regelmässig zu früh morgens. Die im Labor verbrachten Nächte werden von diesem Probanden äusserst positiv beurteilt. Er schlief in beiden Nächten sehr gut, ist überhaupt nicht erwacht und fühlte sich morgens sehr ausgeruht.

VP 31 bezeichnet sich als schlechten Schläfer. Er gibt einen durchschnittlichen Schlafbedarf von 6 bis 7 Stunden an. Er erwacht 1- bis 2-mal nachts und hat Mühe einzuschlafen. Seine Einschlaf-

schwierigkeiten treten 1- bis 5-mal monatlich auf. Die Einschätzung der Labornächte durch diesen Probanden ist erstaunlich positiv. Er beurteilte seinen Schlaf als gut und sehr gut, ist überhaupt nicht erwacht und fühlte sich morgens einigermaßen ausgeruht.

Es entsteht aufgrund der Beschreibungen der einzelnen Versuchspersonen der Eindruck, dass sie in ihrem Schlafverhalten nicht grundlegend beeinträchtigt sind, insbesondere was die Schlafsituation im Labor betrifft.

3.1.2 Beurteilung des Schlafs im Labor

Die subjektive Beurteilung des Schlafs in der Laborsituation wurde nach jeder Nacht erhoben (siehe Anhang H). In Tabelle 9 ist die Beurteilung der Schlafqualität in der Laborsituation zusammengestellt. Die Mehrheit der Versuchspersonen (83% in der ersten Nacht, resp. 78% in der zweiten Nacht) beurteilten den Schlaf in der Laborsituation für beide Nächte als gut bis sehr gut. Acht Personen beurteilten ihren Schlaf im Labor als mittelmässig in einer der beiden Nächte, und eine Versuchsperson (VP 29) schlief in der ersten Nacht schlecht. Das Schlafverhalten dieses Probanden lässt vermuten, dass er einige Anpassungsschwierigkeiten an die experimentelle Situation hatte.

VP 29 gab an, in der ersten Nacht schlecht geschlafen zu haben und häufig (6- bis 10-mal) erwacht zu sein. Am Morgen fühlte er sich nicht besonders gut ausgeruht. Ansonsten bezeichnet er sich als guten Schläfer, der nachts nie erwacht, 7 bis 8 Stunden Schlaf braucht und keine Schlafprobleme kennt (1- bis 10-mal im Jahr nicht spezifizierte Schlafprobleme).

TABELLE 9

Wie haben Sie geschlafen ?

Einschätzung	Anzahl	VP
	Erste Nacht	Zweite Nacht
sehr gut	7	11
gut	12	7
mittelmässig	3	5
schlecht	1	0
sehr schlecht	0	0

Tabelle 10 fasst die Häufigkeiten des Erwachens während den experimentellen Nächten zusammen. Es fällt auf, dass Erwachen während der Nacht deutlich häufiger genannt wurde, als es die Versuchspersonen von sich normalerweise erwarten (siehe Einschätzung Tabelle 6). Das häufigere Erwachen während den Labornächten ist im wesentlichen auf die experimentelle Situation zurückzuführen, was auch von einigen Probanden explizit bestätigt wurde.

TABELLE 10

Wie oft sind Sie erwacht ?

Häufigkeit	Anzahl	VP
	Erste Nacht	Zweite Nacht
überhaupt nicht	7	6
1- bis 2-mal	12	15
3- bis 5-mal	3	2
6- bis 10-mal	1	0
häufiger als 10-mal	0	0

Dennoch fühlten sich mit Ausnahme des einen Schläfers alle Probanden durch die experimentelle Situation nicht sonderlich beeinträchtigt, denn sie fühlten sich am Morgen ausgeruht. Tabelle 11 fasst die Beurteilung des morgendlichen Befindens zusammen.

TABELLE 11

Fühlen Sie sich ausgeruht ?

Einschätzung	Anzahl	VP
	Erste Nacht	Zweite Nacht
ja sehr	9	6
ja, es geht	13	17
nein, nicht besonders	1	0
überhaupt nicht	0	0

Ausgehend von der gesamthaft positiv bewerteten Schlaferfahrung im Labor kann angenommen werden, dass die Darbietung der Reize für die meisten keine besondere Belastung dargestellt hat. Zudem ist auch zu berücksichtigen, dass der grössere Teil der Versuchspersonen mit einem mehr oder weniger ausgeprägten Schlafdefizit ins Labor kamen, was die Schlafbereitschaft sicherlich begünstigt hat.

3.1.3 Einschlaf latenz im Labor

Die Einschlafzeit, die nach der Aufforderung die Augen zu schliessen (vereinbartes Signal, einzuschlafen) bis zur stabilen Abflachung des EEGs verstrich, nachgemessen auf den on-line EEG-Aufzeichnungen für jede Person und Nacht, ist in Abbildung 15 graphisch zusammengefasst.

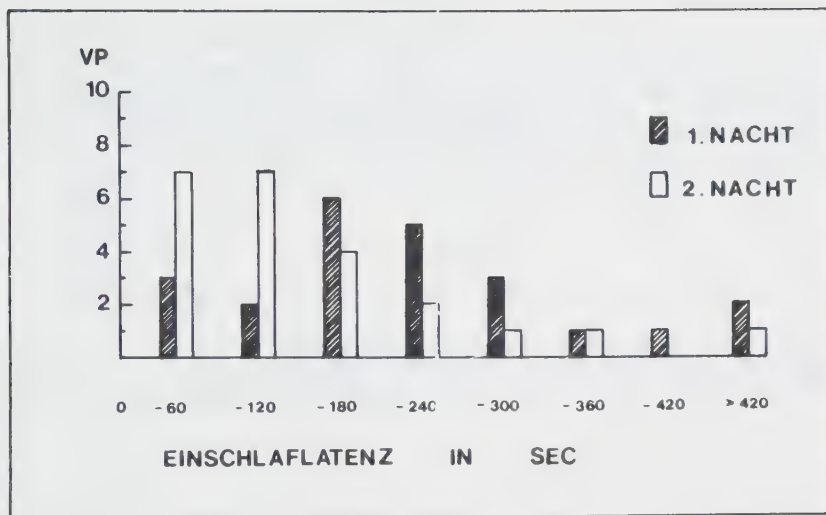


ABBILDUNG 15: Verteilung der Einschlaflatenz

Die Häufigkeit (Anzahl VP) der zusammengefassten Klassen der Einschlaflatenz (sec) ist für die erste (schwarz) und zweite (weiss) Nacht im Labor angegeben.

Auffallend ist die gesamthaft kurze Einschlaflatenz. Nach 3 min sind bereits 48% (erste Nacht) resp. 78% (zweite Nacht) der Versuchspersonen im Einschlafstadium (Stadium 1). Nur vereinzelte Probanden brauchen länger als 7 min, um einzuschlafen (in der ersten Nacht 460 sec und 1170 sec; in der zweiten Nacht 670 sec). Die Einschlaflatenzen sind in der zweiten Nacht deutlich kürzer als in der ersten Nacht (Abbildung 15). Bei 18 von 23 Probanden sind die Latenzen in der zweiten Nacht verkürzt. Die kurzen Einschlaflatenzen sind u.a. auf die Schlafdeprivation während der RS, die Motivation der Versuchspersonen und das im Vergleich zur RS angenehme experimentelle Setting zurückzuführen.¹⁶ Die kurzen Einschlaflatenzen decken sich auch mit der positiven subjektiven Einschätzung des Schlafs während den Labornächten.

¹⁶ Der Eindruck, dass solche Motive für die Einschlaflatenz und die gute Kooperation am Experiment eine Rolle spielen, ist teilweise subjektiv und in den Gesprächen mit den Versuchspersonen entstanden.

3.1.4 Schlafdefizit

Die zusätzlichen Fragen nach der effektiven Schlafdauer in den Nächten unmittelbar vor den Nächten im Labor wurde ausschliesslich bei der zweiten Gruppe der Versuchspersonen (n=14) erhoben. Tabelle 12 gibt eine Zusammenstellung der Schlafdauer in den drei Nächten unmittelbar vor der ersten experimentellen Nacht. Es fällt auf, dass ein Teil der Versuchspersonen ein Schlafdefizit zum Zeitpunkt der ersten Labornacht hatten.

TABELLE 12

Wieviele Stunden haben Sie gestern, vorgestern, vorvorgestern geschlafen ?

Schlafdauer (in Stunden)	Anzahl Nächte vor dem Experiment			VP
	eine Nacht	zwei Nächte	drei Nächte	
weniger als 3 Stunden	0	0	1	
3 Stunden	1	0	3	
4 Stunden	1	2	3	
5 Stunden	2	3	0	
6 Stunden	1	6	1	
7 Stunden	1	2	3	
8 Stunden	4	1	1	
9 Stunden	2	0	1	
10 Stunden	2	0	0	
mehr als 10 Stunden	0	0	1	

Wird individuell die im Normalfall benötigte Schlafdauer (Tabelle 5) mit der effektiven Schlafdauer verglichen, hatten 3 Versuchspersonen in der ersten Nacht unmittelbar vor der ersten Labornacht einen deutlichen Schlafmangel (2 bis 5 Stunden zu wenig Schlaf), in der zweiten Nacht davor sind es 7 Probanden (1 bis 3 Stunden zu wenig Schlaf), und in der dritten Nacht davor hatten sogar 8 Versuchspersonen zu wenig Schlaf (1 bis 5 Stunden). Wird zusätzlich auch berücksichtigt, dass einzelne Probanden ihren Schlafmangel teilweise kompensieren konnten, und werden alle drei Nächte vor der ersten Labornacht gemittelt, sind es immerhin 6 Versuchspersonen, die mit Schlafen zu kurz gekommen sind. Genau besehen sind es nur 2 Probanden, die in jeder der drei Nächten vor dem Experiment ihren angegebenen Bedürfnissen entsprechend genügend lang geschlafen hatten.

Das erklärt zumindest die kurz ausgefallenen Einschlaf latenzen der ersten und teilweise der zweiten Labornacht und die gesamthaft positive Bewertung des Schlags in der Laborsituation.

Die Einschätzung der Müdigkeit durch die Versuchspersonen jeweils am Abend vor dem Experiment ist in Tabelle 13 zusammengestellt.

Aufgrund des vorhandenen Schlafmangels der Versuchspersonen erstaunt es nicht, dass sie sich als müde oder sogar als sehr müde qualifizieren (78% am ersten Abend, resp. 43% am zweiten Abend). Am zweiten Abend sind es be-

TABELLE 13

Fühlen Sie sich jetzt sehr müde ?

Einschätzung	Anzahl	VP
	erster Abend	zweiter Abend
sehr müde	0	2
müde	11	4
leicht müde	3	7
nicht müde	0	1
frisch	0	0

reits weniger Versuchspersonen, die sich als wirklich müde einschätzen. Das deutet auf den Erholungswert hin, den die erste Nacht für einige der Personen gehabt hat (vergleiche Tabelle 11).

3.2 ERINNERUNGEN AN TRAUME UND REIZE

In Tabelle 14 sind die gesamten Häufigkeiten einer berichteten Erinnerung (Traum oder Reizdarbietung) für beide Nächte angegeben. Mehr als die Hälfte der Probanden berichten am Morgen eine Erinnerung an eine oder mehrere Reizdarbietungen (65% in der ersten Nacht, 52% in der zweiten Nacht). Jeweils 9 Probanden pro Nacht (39%) erinnern sich, geträumt zu haben und/oder an einen Traum.

TABELLE 14

Können Sie sich an etwas erinnern ?

Erinnerung	Anzahl		VP	
	Erste Nacht ja	Nacht nein	Zweite Nacht ja	Nacht nein
geträumt zu haben, Traum	9	14	9	14
Reizdarbietung	15	8	12	11

Tabelle 15 schlüsselt die Erinnerungshäufigkeiten inhaltlich auf. Mehrfachnennungen sind dabei möglich. Zudem sind in Anhang L die im Detail berichteten Erinnerungen an Träume und Sätze und das Wiedererkennen des Stimulusmaterials der einzelnen Versuchspersonen stichwortmässig zusammengestellt.

Sechs Probanden geben an geträumt zu haben, können sich aber nicht an einen Trauminhalt erinnern. Die häufigste Traumerinnerung (9 Träume von 9

TABELLE 15

Inhaltliche Zuordnung der Erinnerungen

Traumerinnerungen	Anzahl	VP
	Erste Nacht	Zweite Nacht
geträumt, aber keine Erinnerung	3	5
Trauminhalt:		
Militär, RS, Krieg	4	5
Spezifischer Reiz	1	1
Experimentelle Situation	1	1
andere Situation(en)	2	1
Erinnerung an Reizdarbietung(en)		
Erinnerung:		
sinnvoller Reiz, Inhaltsangabe	3	2
sinnloser Reiz (Kauderwelsch)	1	1
1. Reiz, sinngemässe oder wörtliche Formulierung	5	9
Reiz(e) generell, ohne inhaltliche Erinnerung	5	2
vom Reiz geweckt worden	4	1

Versuchspersonen) befasst sich inhaltlich mit der aktuellen Lebenssituation, mit dem zur Zeit zu leistenden Militärdienst (RS). Drei Träume von 2 Probanden bezogen sich auf das experimentelle Setting und die Reizdarbietung. Eine Versuchsperson (VP 27) berichtete einen Traum, der inhaltlich eng mit dem Mutter-Kind-Stimulus assoziiert war.

Der Traum handelte von einem Picknick und jemand sagte zu einem Kind, es solle sorgfältig mit der Katze sein.

Ein anderer Proband (VP 9) berichtete nach der ersten Nacht einen Traum, der sich sowohl auf die sinnlosen Reizdarbietungen, als auch auf die experimentelle Situation bezog.

Im Traum diskutierte er mit der Versuchsleiterin über die Sätze, die er nicht verstanden hatte. Die Versuchsleiterin sagte ihm, die Sätze seien in Englisch gewesen. Er wunderte sich darüber, da er

ja Englisch verstehen kann. Einige Sätze hatten doch keinen Sinn ergeben.

In der zweiten Nacht hatte derselbe Proband wieder einen Traum, der diesmal ausschliesslich auf die experimentelle Situation bezogen war.

Er träumte, dass er die Sätze, die er gehört hatte, sofort auf die Rückseite eines Tellers aufschrieb, um sie dann am Morgen abzulesen.

Drei Versuchspersonen berichteten über Träume, die keinen offensichtlichen Bezug zum Experiment oder zur RS hatten.

Am häufigsten wird der Habituationsreiz (das ist der erste Reiz) erinnert, insgesamt von 10 Versuchspersonen. Die Erinnerung an diesen Satz ist teilweise wörtlich, teilweise sinngemäss formuliert (siehe Anhang L). An sinnvolle Reize erinnern sich 4 Versuchspersonen. Drei Erinnerungen beziehen sich auf den Mutter-Kind-Satz und 2 Erinnerungen an den Satz der Schulsituation. An einen oder mehrere Kontrollsätze (wird als Kauderwelsch bezeichnet) erinnert sich nur ein Proband (VP 9) spontan.¹⁷ Sechs Versuchspersonen erinnern sich, einzelne oder mehrere Sätze zwar gehört, sie aber nicht verstanden zu haben (2 Probanden; aus dem Protokoll geht nicht hervor, dass es sinnlose Reize gewesen sein könnten) und/oder sich nicht mehr an sie erinnern zu können. Vier Versuchspersonen geben an, im Anschluss an einen Reiz erwacht zu sein.

Bemerkenswert ist, dass der Mutter-Kind-Stimulus und der Schulstimulus mehrfach spontan erinnert werden, während der Erwachsenen-Stimulus nie spontan erinnert wird. Das spricht für einen stärkeren Bedeutungsgehalt der erstgenannten Sätze für die entsprechenden Versuchspersonen. Dies gilt ebenso für den Habituationsreiz, der als erster Reiz im Experiment dargeboten wird und dadurch besondere Aufmerksamkeit erhält, wobei zu berücksichtigen ist, dass das Einschlafstadium 'störungsanfälliger' ist als andere Schlafstadien.

TABELLE 16

Häufigkeit des Wiedererkennens der Stimuli

Stimulussituation	Anzahl VP
Mutter-Kind	3
Schule	4
Erwachsener	0 ^a
Kontrollreiz(e)	5
Habituationsreiz	7

¹⁷ VP 9 ist jemand, der durch seine starken Bemühungen, optimal zu kooperieren, aufgefallen ist, was sich auch in seiner Erinnerungsfähigkeit und seinen Träumen widerspiegelt.

Die Häufigkeitsrate des Wiedererkennens der Stimuli (spontane Erinnerungen sind nicht berücksichtigt) ist in Tabelle 16 wiedergegeben. Wiederum wird der Erwachsenen-Reiz nicht genannt, hingegen können die beiden andern sinnvollen Reize sowie einer oder mehrere sinnlose Reize als gehört identifiziert werden. Der Habituationsreiz ist, wie zu erwarten, der am häufigsten wiedererkannte Reiz.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass, zumindest was die Erinnerungs- und Wiedererkennenshäufigkeit betrifft, die beiden sinnvollen Reize der Mutter-Kind-Situation und der Schulsituation inhaltlich bedeutsamer sind als der sinnvolle Erwachsenen-Reiz und die sinnlosen Kontrollreize, die in den gleichen Schlafstadien dargeboten wurden.

3.3 TYPOLOGIE DES WACH-EEGS

Vor Beginn der multivariaten Auswertung wurde das wache Ruhe-EEG aller Personen anhand der spektralen Verteilung nochmals überprüft, um, aus Gründen der Homogenität der Stichprobe, sicher zu sein, dass nur Versuchspersonen mit einer ausgeprägten Alpha-Aktivität im Ruhe-EEG in die Auswertung der Spektralmuster einbezogen werden. Aus einer Reihe von Untersuchungen ist bekannt, dass das Vorhandensein, resp. Fehlen einer ausgeprägten α -Aktivität im Ruhe-EEG einhergeht mit konsistenten Unterschieden im Schlaf-EEG. Johnson et. al. (1969) zeigten, dass eine höhere Intensität der spektralen Verteilung in der Wachheit und in den Schlafstadien 2, 3 und REM für verschiedene Frequenzbänder bei Versuchspersonen mit ausgeprägtem α -Rhythmus (high-alpha) gemessen wurden im Vergleich zu Versuchspersonen mit einem Niederspannungs-Ruhe-EEG (low-alpha). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Larsen & Walter (1970), die Unterschiede im NREM-Schlaf-EEG zwischen high- und low-alpha Versuchspersonen nachwiesen. Gath & Bar-On (1983) fanden hingegen Unterschiede der Powerspektren zwischen high- und low-alpha Versuchspersonen nur in den Schlafstadien 1 und REM. Der Versuch, die Stichprobe hinsichtlich der Alpha-Aktivität zu homogenisieren und inter-individuelle Unterschiede damit möglichst klein zu halten, ist auch abgesehen vom Einfluss des α -Rhythmus des Ruhe-EEGs auf das Schlaf-EEG begründet, da - wie eingangs erwähnt - das Ruhe-EEG eine ausgeprägte Individualität besitzt und es nicht auszuschliessen ist, dass das auch für den Schlaf gilt.

Der Nachweis der α -Aktivität im Ruhe-EEG erfolgte mit dem Programm FLUCT des Programmsystems MASTER.EEG, das graphische Darstellungen von Fluktuationen der spektralen Verteilung¹⁸ bei wiederholten, abhängigen und unabhängigen EEG-Zeitreihen erzeugt. Die Fluktuationsmuster wurden über die Zeitreihen beider Ableitungsnächte und der Ausschnitte vor (Ausschnitt 1 und 2) und nach (Ausschnitt 4 und 5) dem Augenöffnen pro Versuchsperson errechnet.

Auf den folgenden Seiten sind dazu ausgewählte Beispiele (Abbildungen 16 bis 20) dargestellt. Abbildung 16 zeigt ein typisches Fluktuationsmuster eines Niederspannungs-EEGs. Die Versuchsperson wurde deshalb ausgeschlossen. Abbildungen 17 bis 19 zeigen alles Fluktuationsmuster mit ausgeprägter

¹⁸ FLUCT ergibt eine ähnliche Darstellung wie das Programm MUSTER, wobei beim erstgenannten die Messungen nicht notwendigerweise einer kontinuierlichen Messreihe entnommen werden müssen.

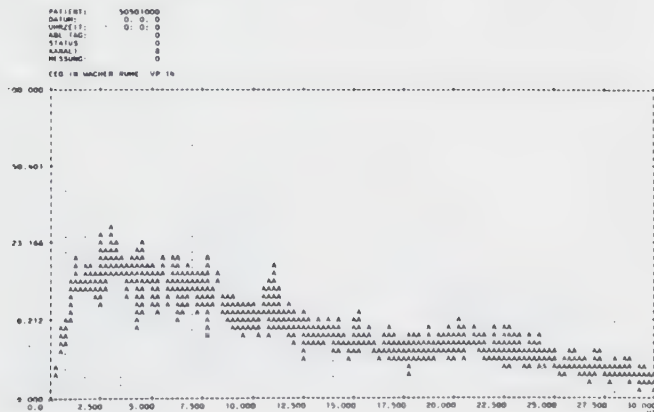


ABBILDUNG 16: EEG der wachen Ruhe / Niederspannungs-EEG

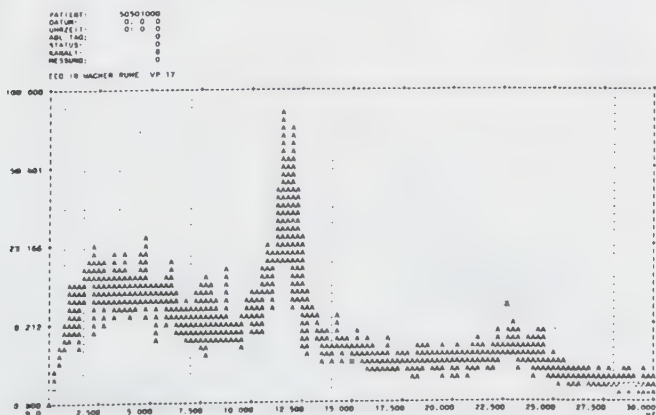
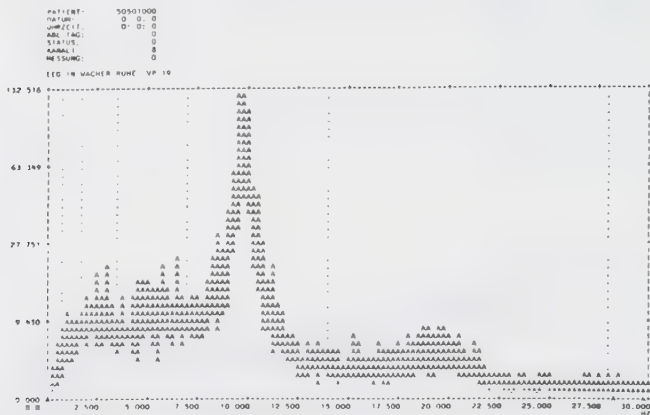
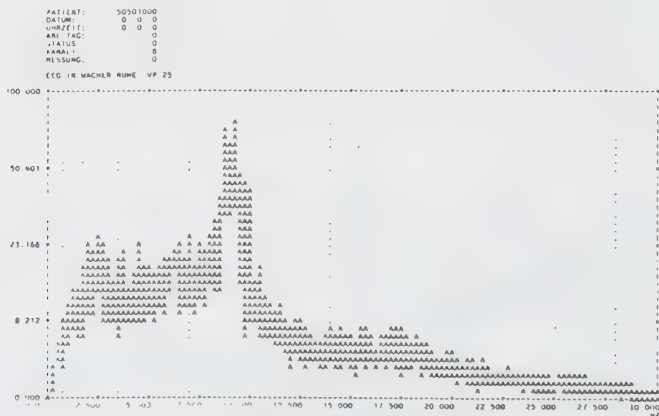


ABBILDUNG 17: EEG der wachen Ruhe / hohe α -Frequenz

ABBILDUNG 18: EEG der wachen Ruhe / mittlere α -FrequenzABBILDUNG 19: EEG der wachen Ruhe / niedere α -Frequenz

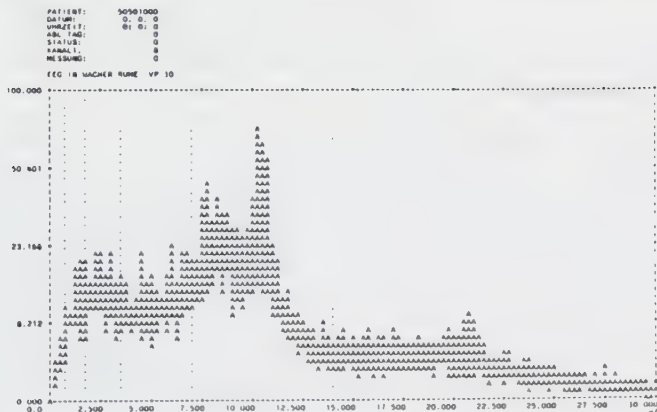


ABBILDUNG 20: EEG der wachen Ruhe / 2-gipflige α -Aktivität

α -Aktivität. Dennoch unterscheiden sich diese Versuchspersonen durch hochfrequentes (Abbildung 17), mittelfrequentes (Abbildung 18) und niederfrequentes Alpha (Abbildung 19). Schliesslich zeigt Abbildung 20 ein Fluktuationsmuster mit zwei Gipfeln im α -Band. Ein Gipfel bei 7.75 Hz und ein zweiter höherer Gipfel bei 10.25 Hz.

TABELLE 17

Frequenzverteilung des Alpha-Gipfels

		Frequenzen in Hz					
		9.0	9.5	10.0	10.5	11.0	11.5
Anzahl	VP	3	6	4	5	4	1

Das Ruhe-EEG zeigt eine individuelle Variabilität, auch innerhalb der Gruppe mit ausgeprägter α -Aktivität. Tabelle 17 gibt dazu die Frequenzverteilung der Alpha-Gipfel aller Versuchspersonen (N=23, ohne VP 14) an. Bei den zwei Versuchspersonen, die einen zweifachen Gipfel im α -Band aufweisen, wurde der höhere von beiden Gipfeln mitgezählt. Die Frequenzverteilung des Alpha-Gipfels macht deutlich, dass mit dem Kriterium der α -Aktivität im Ruhe-

EEG zwar eine Einschränkung getroffen wird, dass aber innerhalb des Kriteriums doch Individualität vorhanden ist, zumindest in der Frequenz, aber auch bezüglich der Form der Fluktuationsmuster.

3.4 TRENNUNG DER SCHLAFSTADIEN MITTELS MDS UND CLUSTERANALYSE

3.4.1 Homogenisierung der Schlafstadien 2, 3 und REM

Um den Einfluss der verschiedenen Reizdarbietungen auf den EEG-Zustand zu determinieren, muss vorausgesetzt werden, dass vor der Reizdarbietung die Ähnlichkeit der Spektralmuster innerhalb eines Schlafstadiums gross und zwischen den Schlafstadien klein ist. Anders formuliert: die einzelnen Schlafstadien fassen homogene EEG-Zustände zusammen, die voneinander abgrenzbar sind. Die Cluster der Schlafstadien 2, 3 und REM sind vorgegeben. Die on-line zu einem Schlafstadium zugeordneten Punkte bilden ein Cluster. Die Punkte eines Clusters werden entsprechend auch mit derselben Bezeichnung versehen: Schlafstadium 2 = 2, Schlafstadium 3 = 3 und Schlafstadium REM = R. Durch die möglicherweise fehlerbehaftete on-line Signierung, durch die Verwendung von auf der Spektralanalyse basierenden Spektralmustern (Dumermuth et. al., 1972), durch die individuellen Charakteristika der Spektralmuster und durch die Vorgabe der Cluster liegen eine Anzahl Punkte ausserhalb der Cluster-Grenzen des entsprechenden Schlafstadiums. Aus den erwähnten Gründen müssen solche Punkte als fehlklassifizierte Punkte gelten, die von der weiteren Auswertung ausgeschlossen bleiben. Aus der Literatur ist bekannt, dass die Übereinstimmung zwischen visuell klassifizierter Schlafstadien und automatisch aufgrund spektraler Parameter (z.B. EEG-Spektren, Power, Kohärenz) klassifizierter Schlafstadien¹⁹ deutlich abweichend ausfällt: 60 - 65% (Larsen & Walter, 1970), 69% (Roessler et. al., 1970), 83.5% (Smith & Karacan, 1971; Stadium 1 und REM zusammengefasst) 82% (Martin et. al., 1972), 70 - 80% (Frost, 1973), um 90% (Pöppel, 1975), 77% (Molinari et. al., 1984).

Die Studie umfasst gesamthaft 395 artefaktfreie Spektralmuster vor der Reizdarbietung: 129 im Schlafstadium 2, 134 im Schlafstadium 3 und 132 im Schlafstadium REM. Es können nicht alle 395 Spektralmuster gleichzeitig ausgewertet werden, da aus Kapazitätsgründen max 350 Punkte durch die MDS berechnet werden können. Diese Schwierigkeit wird umgangen, indem die ersten 350 Spektralmuster vor der Reizdarbietung (nur 87 Spektralmuster des Schlafstadiums REM) berechnet und projiziert, dann 45 am deutlichsten fehlklassifizierte Punkte ausgeschlossen (Programm SELECT) und durch 45 Spektralmuster des Schlafstadiums REM ersetzt werden, sodass anschliessend die restlichen Spektralmuster in einer zweiten Projektion von 350 Spektralmustern miteingeschlossen sind. Aus der Projektion der zweiten 350

¹⁹ Die Signierung ist wesentlich abhängig von der Lokalisation des Abgriffs (Kubicki et. al., 1982). Durch Einbezug der frontalen, parietalen und okzipitalen Abgriffe werden die Schlafstadien 2, v.a. 3 und 4 stärker vertreten als beim zentralen Abgriff, da σ -Spindeln, K-Komplexe und δ -Wellen häufig nur in den nicht-zentralen Abgriffen in anerkennbarer Form vorliegen. Dadurch, dass hier ausschliesslich der zentrale Abgriff (Kanal 8) ausgewertet wurde, hingegen für die visuelle on-line Bestimmung auch frontale, temporale, parietale und okzipitale Kanäle berücksichtigt wurden, lässt sich die nicht sehr hohe Übereinstimmung ebenfalls erklären.

DIE ERSTEN 350 SPEKTRALMUSTER

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER 2 / 3 / R

```

      R
2R  RR R R
2  RRRR R
  *R*R R R
R * RRRRR RR
.2 2R R RR*R R
2 2 2RR2 * R
2 2222 2 2 33R 333 3 3 3 3
  2222 2 R2 R R * 33 3 3333 33 3
22 2 322 **RR*RR 3 3 32 333333 33333
22 222222 223 22R RR * 3333** 3*33 3
  2322 2***RR*2 *3 233333323
2 22 3 2 3 **3 *3 2 3 333 * 3 3 2
2 22 2 2222 232 33 2 3 2
  2 2 2 2* ** 2 333
      R 3 3
        2 2
          2 2
            R 2

```

ABBILDUNG 21: 1. Projektion der Cluster der Schlafstadien

Die Punkte der ersten 350 Spektralmuster sind als vorgegebene Cluster der Schlafstadien 2 (Cluster 2, n=129), 3 (Cluster 3, n=134) und REM (Cluster R, n=87) projiziert. Die Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster basieren auf fünf Frequenzbändern (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) errechnet. Uebereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster sind mit einem Sternchen (*) angegeben. Uebereinanderliegende Punkte desselben Clusters sind nur 1-mal mit der entsprechenden Clusternummer versehen.

DIE ZWEITEN 350 SPEKTRALMUSTER

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER 2 / 3 / R

```

      R
    R R RR
  R RRRRR RRR R
R2RRRRR R
R RRRR R R
R2R**RRRRRRRRR
2 R * R * RRRRR R
2 *R* R RR R3 R 33
2222*R2 * 2 R23 R33 3 3 3 3
2 222 R2 R2* R* *33 3 3 333 3 3 3
22 222 22 R2 RRR 3 * 3 333 33333 33 3
2 2 2R2 22 2*223 3 23333333333 3 3
2 2 222 2 22233 33 33 33333 3 3
22 2 2**** 3 * 3 3 333 3
2 2222 2 2 * * * 3 3
2 2 2 3 3 3
2 2 R 2

```

ABBILDUNG 22: 2. Projektion der Cluster der Schlafstadien

Die Punkte der zweiten 350 Spektralmuster sind als vorgegebene Cluster der Schlafstadien 2 (Cluster 2, n=102), 3 (Cluster 3, n=129) und REM (Cluster R, n=119) projiziert, nachdem 45 am schlechtesten klassifizierte Spektralmuster (Punkte) durch die restlichen Spektralmuster des Schlafstadiums REM ersetzt wurden. Die Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster basieren auf fünf Frequenzbändern (0.75 - 1.75 - 3.5 - 7 - 14 - 28 Hz) errechnet. Übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster sind mit einem Sternchen (*) angegeben. Übereinanderliegende Punkte desselben Clusters sind nur 1-mal mit der entsprechenden Clusternummer versehen.

DIE ZWEITEN 350 SPEKTRALMUSTER

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER-KERNE 2 / 3 / R THETA=1.00

```

R R
      R
    R .RRR
RR R R
R   RR RR R
RR.. .   R
...  R.R.  RR
.   R .R RR
R.RRRRR RR R          3
...R.  RR              3
..R.  RRR R ..
2 2 R * . RR        33
22222R **R R       3 33
2 222.R 2*         3 3      3333 3 3
2     2 .2         .3 3      3333 3 33
2 .22.... . . 3      33 33 3 3 3 3
.2 22.22 ...3 33 33333 33 3333333333
2     2 2 .. 22..33.3 3 33333 33 3 3
    2 2..2. .3 3 3 3 333 3 3
    2 2     .3 333 3 3      3
    22     2.22 2 3 3 33
        . 222 2 . 3
            .
            2 . .

```

ABBILDUNG 23: Cluster-Kerne der 2. Projektion der Schlafstadien

Die Cluster-Kerne der zweiten 350 Spektralmuster umfassen alle Punkte der vorgegebenen Cluster der Schlafstadien 2 (Cluster 2, n=77), 3 (Cluster 3, n=123) und REM (Cluster R, n=90), die näher zur Hälfte der Punkte ihres Clusters liegen (link=2) als zur Hälfte der Punkte eines andern Clusters. Uebereinanderliegende Punkte desselben Clusters sind nur 1-mal mit der entsprechenden Clusternummer versehen. Die Punkte ausserhalb der Kernbereiche sind mit einem Punkt (.) bezeichnet.

Spektralmuster werden nun iterativ sämtliche fehlklassifizierte Punkte, die ausserhalb der Kernbereiche der Schlaf-Cluster liegen, identifiziert.

Die Bestimmung der fehlklassifizierten Punkte erfolgt mit einem dafür geeigneten Programm SELECT von V. Conen. Das Programm arbeitet iterativ, indem der am weitesten von seinem Cluster entfernte und aus ihm herausfallende Punkt identifiziert und ausgeschlossen, dann das vorgegebene Klassifikationsmodell entsprechend korrigiert wird, das als Grundlage für die Selektion des nächsten abweichenden Punktes dient.

Abbildungen 21 und 22 zeigen die Projektionen der ersten und der zweiten 350 Spektralmuster vor der Reizdarbietung. Die beiden Projektionen sind sich ähnlich. Durch das Ersetzen von 45 Spektralmustern ist keine wesentliche Aenderung der durch die Cluster definierten räumlichen Struktur eingetreten. Abbildung 23 zeigt die Cluster-Kernbereiche der zweiten Projektion, nachdem fehlklassifizierte Punkte eliminiert wurden. Im Vergleich zu den Abbildungen 21 und 22 sind die Cluster auseinander gerückt und lassen sich als leicht überlappende Cluster der Schlafstadien gut erkennen. Einige Punkte der einzelnen Cluster liegen übereinander, weshalb die Anzahl abgebildeter Punkte kleiner ist als die effektive Gesamtzahl. Liegen Punkte verschiedener Cluster übereinander, wird dies mit einem Sternchen (*) angegeben.

Es werden insgesamt 105 (26.6%) fehlklassifizierte Punkte (Schlafstadium 2: 52, Schlafstadium 3: 11, Schlafstadium REM: 42) identifiziert und ausgeschlossen. Auf eine Reklassifizierung der Punkte wird wegen der sich daraus ergebenden Verdoppelung einzelner Spektralmuster/Versuchsbedingung pro Versuchsperson verzichtet. Zusätzlich müssen im Fall von fehlenden Spektralmustern nach der Reizdarbietung weitere 12 Spektralmuster eliminiert werden, um gleich grosse Gruppen vor und nach der Reizdarbietung zu erhalten und damit die Vergleichbarkeit der Gruppen zu sichern. Insgesamt verbleiben je 278 Spektralmuster vor resp. nach der Reizdarbietung, 75 im Schlafstadium 2, 117 im Schlafstadium 3 und 86 im Schlafstadium REM in der Studie. Die so definierten Gruppen der Schlafstadien vor der Reizdarbietung bilden homogene trennbare EEG-Zustände.

3.4.2 Die Schlafstadien 2, 3 und REM vor der Reizdarbietung

Die Ergebnisse der MDS sind für die Aehnlichkeiten der 278 Spektralmuster vor der Reizdarbietung in Abbildung 24 dargestellt. Die minimale Konfiguration der 278 Punkte in 9 Dimensionen weist einen Stresswert von 0.129 auf, was noch einer guten Anpassungsgüte des MDS-Verfahrens entspricht. Das Shepard Diagramm bestätigt ebenfalls die gute Anpassung der erreichten Punktekonfiguration im metrischen 9-dimensionalen Raum an die (nicht-metrische) Aehnlichkeitsmatrix.

Abbildung 25 zeigt die Projektion der vorgegebenen Cluster von 278 Spektralmustern der Schlafstadien 2 (n=75) 3 (n=117) und REM (n=86) vor der Reizdarbietung. Die Schlafstadien bilden drei unterschiedliche, voneinander abgrenzbare, homogene Cluster. Die räumliche Anordnung der drei Cluster zeigt, dass die EEG-Spektralmuster der Schlafstadien auf einem Kontinuum liegen und ineinander übergehen können. Das ist mit ein Grund für die beträchtliche Anzahl ausgeschlossener Spektralmuster, die zumindest teilweise aus diesen Übergangsbereichen zwischen den Schlafstadien stammen. Das Cluster des Schlafstadiums 3 ist eher kugelförmig, sphärisch. Das Cluster

278 MUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

INITIAL CONFIGURATION COMPUTATION. NO OF POINTS: 278, DIMENSION: 5.
NO PRE-ITERATIONS PERFORMED. STRESS: 0.213 (FORMULA 2).

HISTORY OF COMPUTATION. N: 278. THERE ARE 3503 DATA VALUES, SPLIT INTO 1 LISTS. DIMENSION: 9

ITERATION	STRESS	SRAT	SRATAV	CAGRGL	COSAV	ACSAV	SFGR	STEP
0	0.212	0.800	0.800	-0.000	-0.000	0.000	0.0011	0.0057
1	0.205	0.963	0.851	1.000	0.660	0.660	0.0010	0.0155
2	0.185	0.906	0.869	0.996	0.882	0.882	0.0008	0.0535
3	0.151	0.813	0.850	0.163	0.407	0.407	0.0003	0.0940
4	0.178	1.183	0.949	-0.635	-0.281	0.558	0.0009	0.0451
5	0.140	0.785	0.891	0.359	0.141	0.426	0.0002	0.0388
6	0.140	1.001	0.926	-0.624	-0.364	0.557	0.0003	0.0187
7	0.135	0.962	0.938	-0.158	-0.228	0.294	0.0001	0.0116
8	0.134	0.996	0.957	-0.381	-0.329	0.351	0.0001	0.0064
9	0.133	0.994	0.969	0.069	-0.067	0.165	0.0001	0.0046
10	0.133	0.997	0.978	0.682	0.428	0.506	0.0000	0.0064
11	0.133	0.996	0.984	0.456	0.446	0.473	0.0001	0.0097
12	0.132	0.999	0.989	-0.329	-0.066	0.378	0.0001	0.0055
13	0.132	0.995	0.991	0.055	0.014	0.165	0.0000	0.0040
14	0.131	0.998	0.993	0.767	0.511	0.562	0.0000	0.0063
15	0.131	0.997	0.995	0.359	0.411	0.428	0.0000	0.0088
16	0.131	1.000	0.997	-0.504	-0.193	0.478	0.0001	0.0042
17	0.131	0.996	0.996	0.691	0.390	0.618	0.0000	0.0048
18	0.130	0.998	0.997	0.287	0.322	0.400	0.0000	0.0056
19	0.130	0.999	0.998	-0.341	-0.116	0.361	0.0001	0.0031
20	0.130	0.998	0.998	0.345	0.188	0.350	0.0000	0.0028
21	0.130	0.999	0.998	0.971	0.705	0.760	0.0000	0.0056
22	0.129	0.998	0.998	0.836	0.791	0.810	0.0000	0.0132
23	0.130	1.000	0.999	-0.259	-0.098	0.446	0.0001	0.0090
24	0.129	0.997	0.998	-0.900	-0.561	0.786	0.0001	0.0028
25	0.129	0.998	0.998	0.864	0.380	0.824	0.0000	0.0026
26	0.129	0.999	0.998	0.020	0.183	0.294	0.0000	0.0022
27	0.129	0.999	0.999	0.187	0.172	0.223	0.0000	0.0022
28	0.129	0.999	0.999	0.350	0.289	0.307	0.0000	0.0025
29	0.129	0.999	0.999	0.212	0.238	0.244	0.0000	0.0028

MINIMUM WAS ACHIEVED.

THE FINAL CONFIGURATION HAS BEEN ROTATED TO PRINCIPAL COMPONENTS.

THE FINAL CONFIGURATION OF 278 POINTS IN 9 DIMENSIONS HAS STRESS 0.129 (FORMULA 2).

DATA GROUP(S)

SKIAL COUNT STRESS REGRESSION COEFFICIENTS (FROM DEGREE 0 TO MAX 4).

1 3503 0.129 DESCENDING

DIST(X) AND DHAT(*) (Y-AXIS) VERSUS DATA (X-AXIS) FOR 9 DIMENSIONS. STRESS(FORMULA 2): 0.129

278 MUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

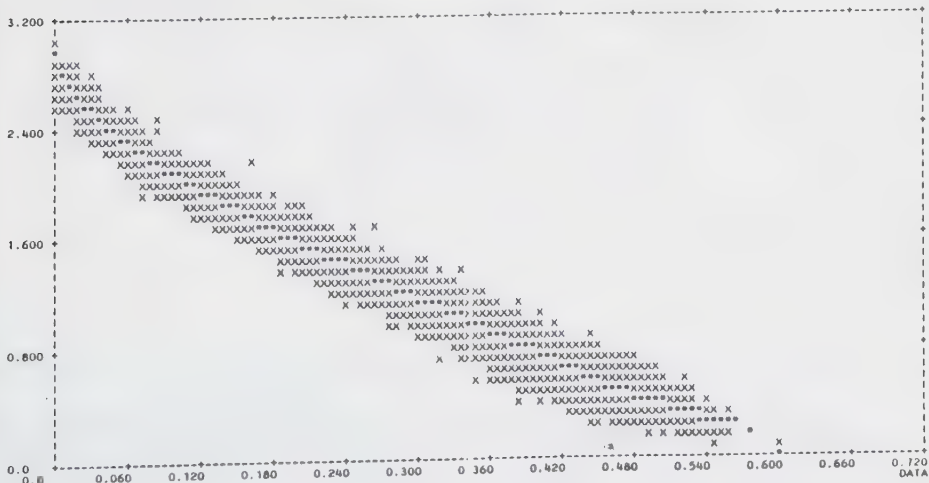


ABBILDUNG 24: Schlafstadien vor der Reizdarbietung: Ergebnis der MDS und Shepard Diagramm

Im oberen Teil der Abbildung sind die Iterationen der MDS mit sukzessiver Reduktion des Stresswertes abgebildet. Im unteren Teil ist das Shepard Diagramm dargestellt, das die Anpassung der errechneten Punktekonfiguration an die Ähnlichkeitsmatrix der Spektralmuster graphisch zeigt.

278 SPEKTRALMUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER 2 / 3 / R

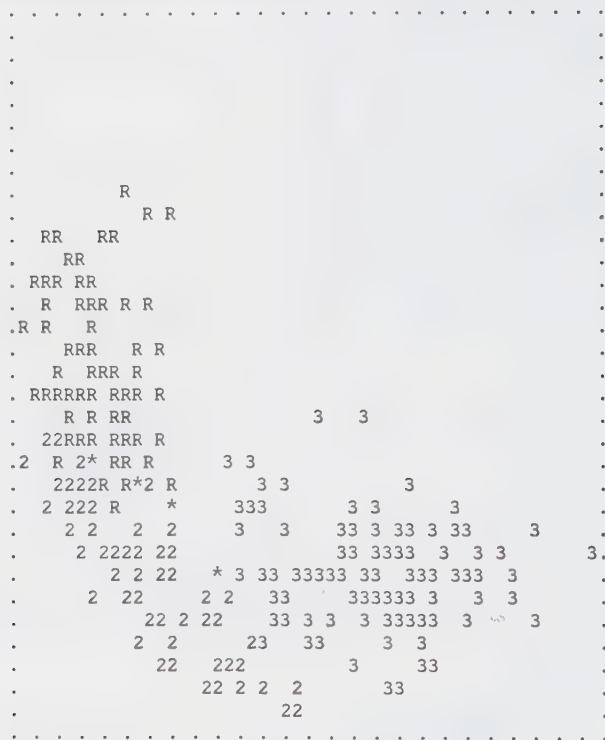


ABBILDUNG 25: Die vorgegebenen Cluster der Schlafstadien vor der Reizdarbietung

Die Punkte der 278 Spektralmuster vor der Reizdarbietung sind als vorgegebene Cluster der Schlafstadien 2 (Cluster 2, n=75), 3 (Cluster 3, n=117) und REM (Cluster R, n=86) projiziert. * bezeichnet übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster. Uebereinanderliegende Punkte desselben Clusters sind nur mit einer Nummer vermerkt.

278 SPEKTRALMUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

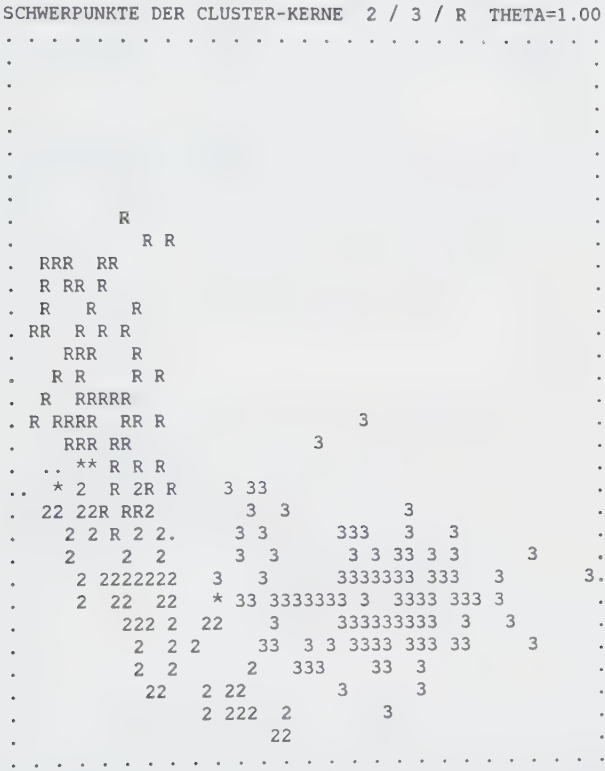


ABBILDUNG 26: Kernbereiche der Cluster der Schlafstadien vor der Reizdarbietung

Die Projektion entspricht der vorherigen Projektion (Abbildung 25), wobei die Cluster nun mit den Kernbereichen identisch sind (Theta=1.0). Die Punkte ausserhalb der Kernbereiche liegen in der Guardzone und sind mit einem Punkt (.) bezeichnet.

278 SPEKTRALMUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

3-CLUSTER-LOESUNG:

CLUSTER 2 MIT 72 PUNKTEN:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
11	12	13	14	15	16	17	19	20	21
22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
32	33	34	35	36	37	38	39	40	41
42	43	44	45	46	47	48	49	50	51
52	53	54	55	56	57	58	59	60	61
62	63	64	65	66	68	69	70	71	72
73	75								

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 3 PUNKTE (THETA=1.00)
18 67 74

CLUSTER 3 MIT 117 PUNKTEN:

76	77	78	79	80	81	82	83	84	85
86	87	88	89	90	91	92	93	94	95
96	97	98	99	100	101	102	103	104	105
106	107	108	109	110	111	112	113	114	115
116	117	118	119	120	121	122	123	124	125
126	127	128	129	130	131	132	133	134	135
136	137	138	139	140	141	142	143	144	145
146	147	148	149	150	151	152	153	154	155
156	157	158	159	160	161	162	163	164	165
166	167	168	169	170	171	172	173	174	175
176	177	178	179	180	181	182	183	184	185
186	187	188	189	190	191	192			

CLUSTER R MIT 85 PUNKTEN:

193	194	195	196	197	198	199	200	201	202
203	204	205	206	207	208	209	210	211	212
213	214	215	216	217	218	219	220	221	222
223	224	225	226	227	228	229	230	231	232
233	234	235	236	237	238	239	240	241	242
243	244	245	246	247	248	249	250	251	252
253	254	255	256	257	258	259	260	261	262
263	264	265	266	267	268	269	270	271	273
274	275	276	277	278					

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 1 PUNKTE (THETA=1.00)
272

ABBILDUNG 27: Die 3-Cluster-Lösung der Schlafstadien vor der Reizdarbietung. Die Punkte der Spektralmuster vor der Reizdarbietung sind hier explizit aufgelistet. Die ersten 75 Punkte zählen zum Cluster 2 (Schlafstadium 2), die Punkte 76-192 zum Cluster 3 (Schlafstadium 3) und die Punkte 193-278 zum Cluster R (Schlafstadium REM).

278 SPEKTRALMUSTER VOR DER REIZDARBIETUNG

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.351	13216	0.371		INNERHALB DER GRUPPEN
0.233	25287	0.237	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.274 38503 0.282 ##### TOTAL

TRENNSCHAEFERE-KRITERIUM	TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHEUEBERSCHNEIDUNG	35.09 %	8058.31	0.000 (Chi ²)
VARIANZAUFKLAERUNG	23.23 %	11646.85	0.000 (F)

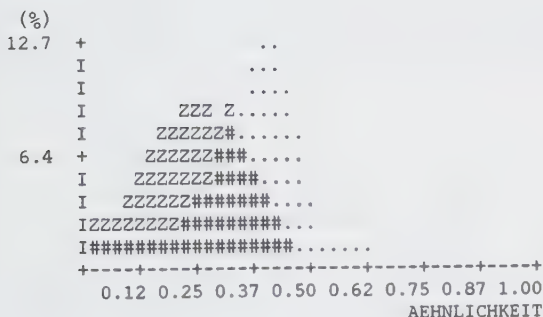


ABBILDUNG 28: Verteilung der Aehnlichkeiten innerhalb und zwischen den Schlafstadien vor der Reizdarbietung

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor der Reizdarbietung wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Schlafstadien (...) und zwischen den Schlafstadien (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Kolmogorov-Smirnov-Test, F-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (###) und die Varianzaufklärung sind als Trennschärfe-Kriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet sind Mittelwert, N und Median der Verteilungen sowie die statistischen Prüfgrößen (Chi², F).

des Schlafstadiums 2 hingegen hat seine elipsoide, nicht-sphärische Form²⁰ beibehalten, die offensichtlich den physiologischen Gegebenheiten des EEGs des Schlafstadiums 2 am besten entspricht (vergleiche Abbildungen 21, 22). Das Cluster des Schlafstadiums REM ist auch nicht-sphärisch. Wie Abbildungen 26 und 27 zeigen, liegen bis auf 4 Punkte (.) (3 Punkte des Schlafstadiums 2 und 1 Punkt des Schlafstadiums REM) alle die zu einem Schlafstadium zugeordneten Punkte innerhalb des Kernbereiches ihres vorgegebenen Clusters (also näher bei der Hälfte der nächstliegenden Punkte des entsprechenden Clusters).

Die Ähnlichkeitskoeffizienten der 278 Spektralmuster vor der Reizdarbietung wurden in zwei Gruppen aufgeteilt: die Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen allen Spektralmustern innerhalb eines der drei Schlafstadien (innerhalb der Cluster) und die Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen allen Spektralmustern zwischen den Schlafstadien (zwischen den Clustern). Die Verteilungen der beiden Gruppen - innerhalb ($n=13216$) und zwischen ($n=25287$) den drei Schlafstadien sind in Abbildung 28 gezeigt. Auf der X-Achse ist die Ähnlichkeitsskala (von 0.0 keine Ähnlichkeit bis 1.0 maximale Ähnlichkeit), auf der Y-Achse sind die relativen Häufigkeiten (%) angegeben. Die Verteilung der Ähnlichkeitskoeffizienten, die zwischen den Spektralmustern innerhalb der Schlafstadien gebildet wurden (Gruppe innerhalb), liegt gesamthaft mehr nach rechts verschoben (höhere Ähnlichkeit) als die Koeffizienten der Gruppe zwischen den Schlafstadien (Gruppe zwischen). Die Flächenüberschneidung der Verteilungen der beiden Gruppen (innerhalb und zwischen) beträgt 35%, was umgerechnet einer Trennschärfe von 65% entspricht. Das ist zwar auf den ersten Blick kein sonderlich gutes Ergebnis was die Trennung der beiden Verteilungen (innerhalb der Schlafstadien versus zwischen den Schlafstadien) anbelangt. Es muss aber berücksichtigt werden, dass die Cluster 2 und REM eine nicht-sphärische Form haben, wodurch eine grössere Streuung der Ähnlichkeitskoeffizienten innerhalb der Schlafstadien (Gruppe innerhalb) entsteht. Diese Art der Darstellung und Berechnung der Verteilungen eignet sich demnach v.a. für sphärische Cluster und liefert ein schlechteres Resultat, wenn - wie hier - nicht-sphärische Cluster vorliegen. Die Hypothese, dass die Spektralmuster aus drei verschiedenen Schlafstadien stammen, wird durch 23.23% (Varianzaufklärung) der Gesamtinformation gestützt.

Der Mittelwertvergleich (F-Test) und der Vergleich der kumulierten Häufigkeiten (Kolmogorov-Smirnov-Test) zwischen den Verteilungen der Gruppen innerhalb und zwischen den Schlafstadien ergeben hochsignifikante Ergebnisse.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Zuordnung der Spektralmuster vor der Reizdarbietung zu den Schlafstadien zu drei unterschiedlichen, voneinander abgegrenzten Clustern führt. Die Schlafstadien 2, 3 und REM vor der Reizdarbietung bilden also weitgehend homogene EEG-Zustände, die sich voneinander unterscheiden.

²⁰ die nicht-sphärische Form des Clusters bleibt durch das Verknüpfungskriterium $\text{link}=2$ (partial linkage) erhalten.

3.4.3 Die Schlafstadien 2, 3 und REM nach der Reizdarbietung

Analog zur Abbildung 24 fasst die Abbildung 29 die Ergebnisse der MDS für die 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung (alle Reizbedingungen eingeschlossen) zusammen. Die minimale Konfiguration der 278 Punkte in 9 Dimensionen ergibt einen Stresswert von 0.139, der einer guten bis genügenden Anpassungsgüte des MDS-Verfahrens entspricht. Das Shepard Diagramm bestätigt ebenfalls die befriedigende Anpassung der erreichten Punktekonfiguration im metrischen 9-dimensionalen Raum an die nicht-metrische Ähnlichkeitsmatrix.

Die Projektion der vorgegebenen Cluster aus 278 Spektralmustern nach der Reizdarbietung der Schlafstadien 2 ($n=75$), 3 ($n=117$) und REM ($n=86$) ist in Abbildung 30 abgebildet. Die Schlafstadien bilden drei unterschiedliche voneinander trennbare Cluster der Schlafstadien. Obwohl von zwei verschiedenen räumlichen Konfigurationen der Punkte vor resp. nach der Reizdarbietung und entsprechend von verschiedenen Schwerpunkten ausgegangen wird, sind die Raumaufteilungen der beiden Projektionen sehr ähnlich (Abbildung 25 und 30). Die Ähnlichkeit der beiden Projektionen kann zweifach erklärt werden, nämlich, dass

1. die Reizdarbietung eine geringe Veränderung der Spektralmuster bewirkt und/oder
2. die räumliche Konfiguration der Punkte, die Gesamtheit der Relationen zwischen den Punkten, sich kaum verändert hat.

Im Fall einer beschränkten EEG-Reaktivität kann erwartet werden, dass die ausgelöste EEG-Veränderung von kurzer Dauer ist und der vorherige Schlafzustand wieder eintritt. Wenn nur ein Teil der Versuchspersonen eine längerfristige EEG-Veränderung im Spektralmuster aufweisen (z.B. Wachwerden), werden diese Spektralmuster als 'Ausreisser' sichtbar, was v.a. im Schlafstadium 2 zu beobachten ist. Die Stabilität der Schlafstadien-Cluster deutet darauf hin, dass das gerade aktuelle Schlafstadium innerhalb des Messintervalls von 70 sec im grösseren Teil der Fälle und mit Ausnahme einer kurzfristigen und/oder gleichgerichteten EEG-Veränderung aufrecht erhalten wird.

Abbildungen 31 und 32 zeigen die Kernbereiche und die 3-Cluster-Lösung ($\Theta=1.0$). In der Guard-Zone liegen 18 Punkte des Schlafstadiums 2, 8 Punkte des Schlafstadiums 3 und 3 Punkte des Schlafstadiums REM. Die Mehrzahl der Punkte liegen also im Kernbereich (näher bei der Hälfte der nächstliegenden Punkte) ihres Clusters. Die Reizdarbietung bewirkt in den meisten Fällen eine kurzfristige EEG-Veränderung innerhalb der Schlafstadien. Die einem Schlafstadium zugeordneten Spektralmuster liegen auch nach der Reizdarbietung mehrheitlich innerhalb der Grenzen des entsprechenden Clusters. Zu beachten ist bei der Projektion in Abbildung 31, dass sie leicht verschieden von derjenigen in Abbildung 30 ausfällt, da die in der Guard-Zone liegenden Punkte (.) in die Berechnung der Schwerpunkte nicht mehr miteinbezogen sind.

Analog zur Abbildung 28 werden in Abbildung 33 die Verteilungen der zwei Gruppen von Ähnlichkeitskoeffizienten der 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung innerhalb der Schlafstadien ($n=13216$) mit denjenigen zwischen den Schlafstadien ($n=25287$) (Gruppen) miteinander verglichen. Auf der X-Achse ist die Ähnlichkeitsskala (von 0.0 keine Ähnlichkeit bis 1.0 maximale Ähn-

278 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

INITIAL CONFIGURATION COMPUTATION. NO OF POINTS: 278, DIMENSION: 9.
NO PRE-ITERATIONS PERFORMED. STRESS: 0.232 (FORMULA 2).

HISTORY OF COMPUTATION. N: 278. THERE ARE 38503 DATA VALUES, SPLIT INTO 1 LISTS. DIMENSION: 9

ITERATION	STRESS	SRAT	SRATAV	CAGRGL	CSAV	ACSAV	SFGR	STEF
0	0.232	0.800	0.800	0.000	0.000	0.000	0.0012	0.0071
1	0.221	0.955	0.849	1.000	0.660	0.660	0.0011	0.0191
2	0.196	0.885	0.860	0.993	0.880	0.880	0.0008	0.0671
3	0.162	0.828	0.850	-0.430	0.015	0.583	0.0004	0.0441
4	0.160	0.984	0.892	-0.710	-0.463	0.687	0.0005	0.0191
5	0.150	0.940	0.908	0.601	0.239	0.623	0.0001	0.0191
6	0.148	0.984	0.933	0.096	0.145	0.275	0.0001	0.0192
7	0.147	0.998	0.954	-0.577	-0.332	0.475	0.0002	0.0095
8	0.145	0.985	0.964	0.505	0.221	0.495	0.0001	0.0087
9	0.144	0.994	0.974	0.645	0.501	0.594	0.0001	0.0136
10	0.143	0.995	0.981	-0.035	0.147	0.225	0.0001	0.0130
11	0.143	0.999	0.987	-0.693	-0.407	0.534	0.0001	0.0054
12	0.142	0.993	0.989	0.776	0.374	0.694	0.0001	0.0056
13	0.142	0.998	0.992	0.257	0.296	0.405	0.0000	0.0062
14	0.142	0.998	0.994	0.009	0.107	0.144	0.0001	0.0057
15	0.141	0.998	0.995	-0.202	-0.097	0.182	0.0001	0.0037
16	0.141	0.998	0.996	0.219	0.112	0.206	0.0000	0.0032
17	0.141	0.999	0.997	0.629	0.453	0.485	0.0000	0.0046
18	0.141	0.998	0.998	0.388	0.410	0.421	0.0000	0.0065
19	0.141	0.999	0.998	-0.365	-0.102	0.384	0.0001	0.0035
20	0.140	0.998	0.998	0.261	0.138	0.303	0.0000	0.0030
21	0.140	0.999	0.998	0.918	0.652	0.709	0.0000	0.0056
22	0.140	0.998	0.998	0.541	0.579	0.598	0.0000	0.0098
23	0.140	1.003	1.000	-0.598	-0.172	0.572	0.0001	0.0044
24	0.140	0.995	0.998	0.896	0.533	0.786	0.0000	0.0059
25	0.140	1.001	0.999	-0.637	-0.239	0.687	0.0001	0.0023
26	0.140	0.998	0.999	0.919	0.525	0.840	0.0000	0.0030
27	0.139	0.999	0.999	-0.245	0.017	0.447	0.0000	0.0017
28	0.139	0.999	0.999	0.423	0.285	0.431	0.0000	0.0018

P NIMUM WAS ACHIEVED.

THE FINAL CONFIGURATION HAS BEEN ROTATED TO PRINCIPAL COMPONENTS.

THE FINAL CONFIGURATION OF 278 POINTS IN 9 DIMENSIONS HAS STRESS 0.139 (FORMULA 2).

DATA GROUP(S)

SIGNAL COUNT STRESS REGRESSION COEFFICIENTS (FROM DEGREE 0 TO MAX 4).

1 38503 0.139 DESCENDING

DIST(X) AND DHAT(*) (Y-AXIS) VERSUS DATA (X-AXIS) FOR 9 DIMENSIONS. STRESS(FORMULA 2): 0.139

278 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

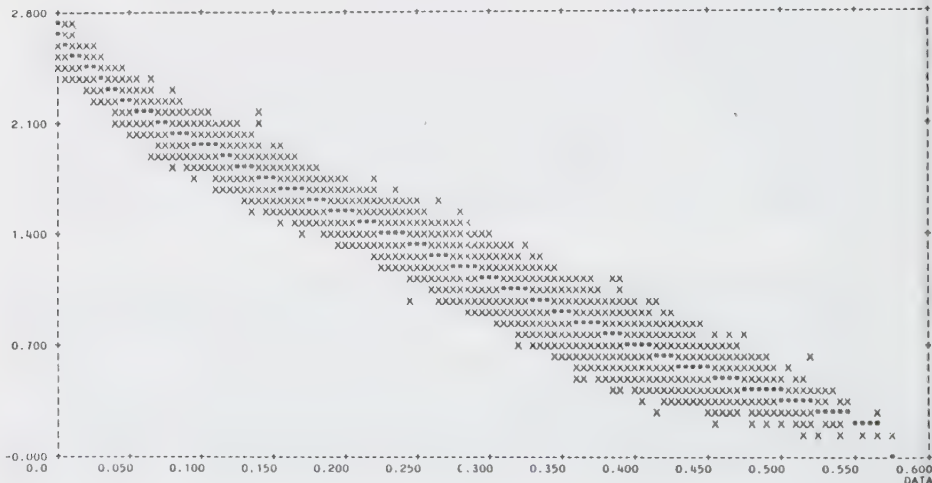


ABBILDUNG 29: Schlafstadien nach der Reizdarbietung: Ergebnis der MDS und Shepard Diagramm

Im oberen Teil der Abbildung sind die Iterationen der MDS mit sukzessiver Reduktion des Stresswertes abgebildet. Im unteren Teil ist das Shepard Diagramm dargestellt, das die Anpassung der errechneten Punktekonfiguration an die Ähnlichkeitsmatrix der Spektralmuster graphisch zeigt.

278 SPEKTRALMUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER 2 / 3 / R

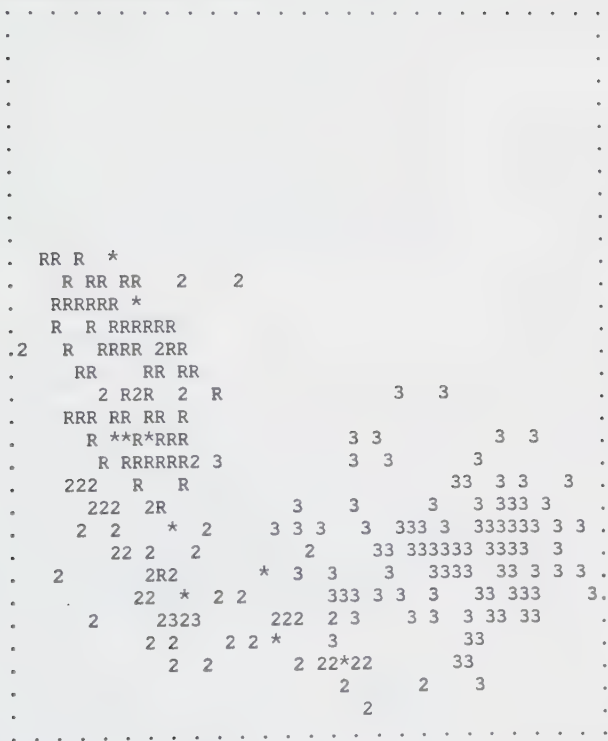


ABBILDUNG 30: Die vorgegebenen Cluster der Schlafstadien nach der Reizdarbietung

Die Punkte der 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung sind als vorgegebene Cluster der Schlafstadien 2 (Cluster 2, n=75), 3 (Cluster 3, n=117) und REM (Cluster R, n=86) projiziert. * bezeichnet übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster. Uebereinanderliegende Punkte desselben Clusters sind nur mit einer Nummer vermerkt.

SCHWERPUNKTE DER CLUSTER-KERNE 2 / 3 / R THETA=1.00

[illegible]

ABBILDUNG 31: Kernbereiche der Cluster der Schlafstadien nach der Reizdarbietung

Die Projektion entspricht der vorherigen Projektion (Abbildung 30), wobei die Cluster nun mit den Kernbereichen identisch sind ($\Theta=1.0$). Die Punkte ausserhalb der Kernbereiche liegen in der Guardzone und sind mit einem Punkt (.) bezeichnet.

278 SPEKTRALMUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

3-CLUSTER-LOESUNG:

CLUSTER 2 MIT 57 PUNKTEN:

2	5	7	8	9	11	12	14	15	16
17	18	19	20	21	22	23	24	26	27
28	29	30	31	32	33	35	36	38	39
40	43	44	45	46	48	49	51	52	53
55	56	57	58	60	61	62	63	64	65
66	68	69	71	73	74	75			

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 18 PUNKTE (THETA=1.00)

1	3	4	6	10	13	25	34	37	41
42	47	50	54	59	67	70	72		

CLUSTER 3 MIT 109 PUNKTEN:

76	77	78	79	80	81	82	83	84	87
88	89	90	91	92	93	94	95	96	97
98	99	100	101	102	103	104	105	106	107
108	109	110	112	113	114	115	116	117	118
119	120	121	122	123	124	125	126	127	128
129	130	131	132	133	134	135	136	137	138
139	141	142	143	144	145	146	147	148	149
150	151	152	153	154	155	156	157	159	160
164	165	166	167	168	169	170	171	172	173
174	175	176	177	178	179	180	181	182	183
184	185	186	187	188	189	190	191	192	

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 8 PUNKTE (THETA=1.00)

85	86	111	140	158	161	162	163		
----	----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	--	--

CLUSTER R MIT 83 PUNKTEN:

193	194	195	196	197	198	199	200	201	202
203	204	205	206	207	208	209	210	212	213
214	215	216	217	219	220	221	222	223	224
225	226	227	228	229	230	231	232	233	234
235	236	237	238	239	240	241	242	243	244
245	246	247	248	249	250	251	252	253	254
255	256	257	258	259	260	261	262	263	264
265	266	267	268	269	270	271	273	274	275
276	277	278							

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 3 PUNKTE (THETA=1.00)

211	218	272							
-----	-----	-----	--	--	--	--	--	--	--

ABBILDUNG 32: Die 3-Cluster-Lösung der Schlafstadien nach der Reizdarbietung. Die Punkte der Spektralmuster nach der Reizdarbietung sind hier explizit aufgelistet. Die ersten 75 Punkte zählen zum Cluster 2 (Schlafstadium 2), die Punkte 76-192 zum Cluster 3 (Schlafstadium 3) und die Punkte 193-278 zum Cluster R (Schlafstadium REM).

278 SPEKTRALMUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.333	13216	0.350		INNERHALB DER GRUPPEN
0.220	25287	0.217	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.259	38503	0.263	####	TOTAL
TRENNSCHAERFE-KRITERIUM		TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHEUEBERSCHNEIDUNG		38.06 %	7028.43	0.000 (Chi ²)
VARIANZAUFKLAERUNG		21.60 %	10604.75	0.000 (F)

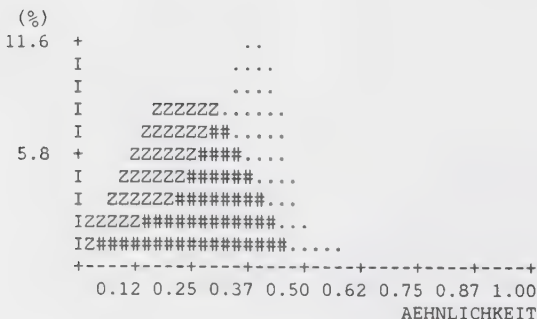


ABBILDUNG 33: Verteilung der Aehnlichkeiten innerhalb und zwischen den Schlafstadien nach der Reizdarbietung

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster nach der Reizdarbietung wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Schlafstadien (...) und zwischen den Schlafstadien (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Kolmogorov-Smirnov-Test, F-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (###) und die Varianzaufklärung sind als Trennschärfe-Kriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet sind Mittelwert, N und Median der Verteilungen sowie die statistischen Prüfgrößen (Chi², F).

lichkeit), auf der Y-Achse sind die relativen Häufigkeiten (%) angegeben. Die Ähnlichkeitskoeffizienten der Gruppe innerhalb der Schlafstadien sind sich gesamthaft ähnlicher als jene der Gruppe zwischen den Schlafstadien, da die Verteilung der Gruppe innerhalb der Schlafstadien deutlich nach rechts auf der Ähnlichkeitsskala verschoben ist (höhere Ähnlichkeit) im Vergleich mit der Verteilung der Gruppe zwischen den Schlafstadien. Die Flächenüberschneidung der beiden Verteilungen der Ähnlichkeitskoeffizienten beträgt 38%, was einem nicht besonders guten Trennschärfewert von 62% entspricht. Auch hier gilt, dass die Verteilungen der Ähnlichkeitskoeffizienten ein schlechteres Resultat liefern als dies aus der Clusterprojektion hervorgeht, da die nicht-sphärische Form der Cluster 2 und REM eine grössere Streuung der Relationen zwischen den Punkten der Gruppe innerhalb der Schlafstadien bedingt. Die Varianzaufklärung beträgt 21.6%, d.h. durch die Reduktion auf drei Klassen (Schlafstadien) werden 21.6% der Ausgangsinformation erklärt. Die Verteilung der Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster nach der Reizdarbietung innerhalb und zwischen den Schlafstadien sind bezüglich Form und Trennschärfe-Kriterien den Verteilungen vor der Reizdarbietung ebenfalls sehr ähnlich.

Der Mittelwertvergleich (F-Test) und der Vergleich der kumulierten Häufigkeiten (Kolmogorov-Smirnov-Test) zwischen den Verteilungen innerhalb und zwischen den Schlafstadien sind hochsignifikant.

Die Cluster der Schlafstadien 2, 3 und REM nach der Reizdarbietung haben eine sehr ähnliche räumliche Struktur wie vor der Reizdarbietung. Sie bilden ebenfalls drei schlafstadienspezifische Cluster. Die stabile Clusteraufteilung ist auf eine geringe und/oder kurzfristige, ins Schlafstadium zurück pendelnde und/oder homogene (eine konsistent ähnliche EEG-Veränderung verursachende) Wirkung der Reizdarbietung (alle Reizbedingungen) zurückzuführen. Dadurch dass die Spektralmuster die EEG-Zustände über 70 sec nach der Reizdarbietung umfassen, kann gezeigt werden, dass innerhalb dieses Messintervalls der vorherige Schlafzustand nach einer kurzfristigen EEG-Reaktivität wieder eintritt.

In den nächsten Abschnitten bleibt nun zu überprüfen, wie die EEG-Zustände vor und nach der Reizdarbietung innerhalb eines Schlafstadiums aussehen und ob sich reizspezifische Veränderungen des EEGs aufzeigen lassen.

3.5 EEG-REAKTIVITÄT IM SCHLAFSTADIUM 2

Abbildung 34 zeigt die Projektion der vorgegebenen Cluster von je 75 Spektralmustern vor (Cluster 1) und nach (Cluster 2) der Reizdarbietung des Schlafstadiums 2. Als dritter Punkt wird zur Berechnung der Projektionsebene der Punkt 137 (+) des Clusters 2 gewählt.²¹ Die beiden Cluster überlappen sich teilweise beträchtlich. Dennoch liegen gesamthaft die Punkte des Clusters 2 (nach) verschoben zu den Punkten des 1. Clusters (vor). Ein Teil der Punkte des Clusters nach zeigt eine ausgesprochen deutliche räumliche Verschiebung im Vergleich zum Cluster vor: Der EEG-Zustand wurde durch die Reizdarbietung deutlich und über längere Zeit verändert.

²¹ Der Punkt ist so gewählt, dass die Variabilität in der 2-dimensionalen Projektion maximal wird und so die Variabilität der Distanzen im 9-dimensionalen Raum bestmöglich wiedergibt.

SCHLAFSTADIUM 2 75 MUSTER VOR UND 75 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

BESTER PUNKT (+): 137 AUS CLUSTER 2

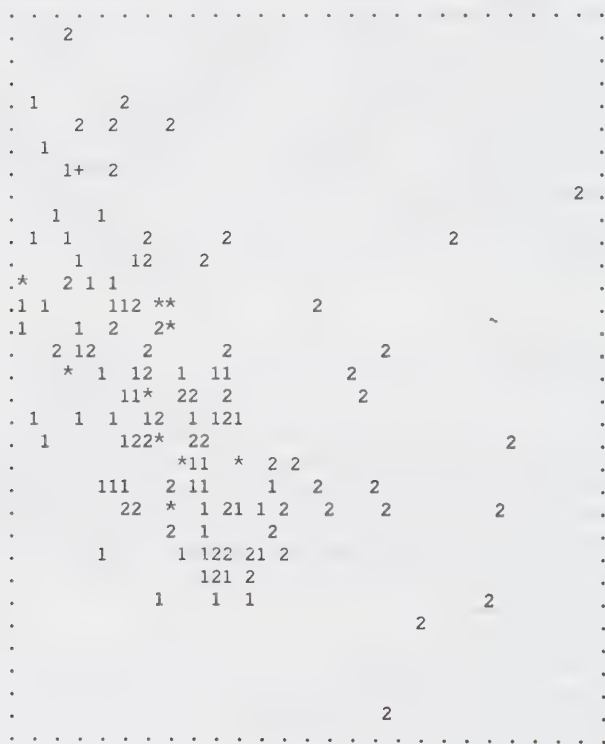


ABBILDUNG 34: Schlafstadium 2 vor und nach der Reizdarbietung

Die Abbildung zeigt die Projektion der 75 Punkte vor (Cluster 1) und der 75 Punkte nach (Cluster 2) der Reizdarbietung. Zur Bestimmung der Projektionsebene wurde Punkt 137 (+) zusätzlich berechnet. * bezeichnet übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster.

SCHLAFSTADIUM 2 75 MUSTER VOR UND 75 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

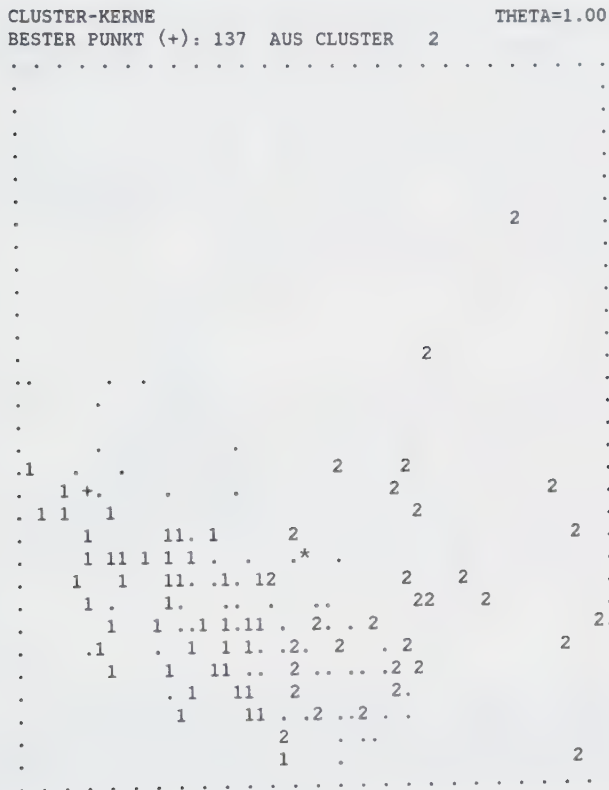


ABBILDUNG 35: Kernbereiche der Cluster vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums 2

Die Projektion entspricht der vorherigen Projektion (Abbildung 34), wobei die Cluster nun mit den Kernbereichen identisch sind (Theta=1.0). Die Punkte ausserhalb der Kernbereiche liegen in der Guardzone und sind mit einem Punkt (.) bezeichnet. Die Projektion sieht deshalb so verändert aus, weil die in der Guardzone liegenden Punkte nicht in die neuerliche Berechnung der Schwerpunkte miteingeschlossen sind.

SCHLAFSTADIUM 2 75 MUSTER VOR UND 75 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

2-CLUSTER-LOESUNG:

CLUSTER 1 MIT 51 PUNKTEN:

1	2	4	5	6	7	9	11	14	17
19	21	23	24	25	26	27	28	30	31
32	33	35	37	39	41	42	43	44	48
49	50	51	52	53	55	56	57	58	59
61	62	63	64	65	66	69	70	71	73

75

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 24 PUNKTE (THETA=1.00)

3	8	10	12	13	15	16	18	20	22
29	34	36	38	40	45	46	47	54	60
67	68	72	74						

CLUSTER 2 MIT 39 PUNKTEN:

76	78	79	81	82	83	85	86	87	88
90	91	93	95	96	97	100	102	104	109
112	113	114	116	117	118	120	121	122	129
135	136	142	143	144	145	146	147	149	

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 36 PUNKTE (THETA=1.00)

77	80	84	89	92	94	98	99	101	103
105	106	107	108	110	111	115	119	123	124
125	126	127	128	130	131	132	133	134	137
138	139	140	141	148	150				

ABBILDUNG 36: Die Cluster-Lösung vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums 2

Die Punkte der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung sind hier explizit aufgelistet. Die ersten 75 Punkte zählen zum Cluster 1 (vor) und die Punkte 76-150 zum Cluster 2 (nach).

SCHLAFSTADIUM 2 75 MUSTER VOR VS 75 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.350	5550	0.364		INNERHALB DER GRUPPEN
0.342	5625	0.357	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.346	11175	0.360	####	TOTAL

TRENNSCHAEFERE-KRITERIUM	TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHEUEBERSCHNEIDUNG	91.91 %	20.65	0.0000 (χ^2)
VARIANZAUFKLAERUNG	0.19 %	21.79	0.0000 (F)

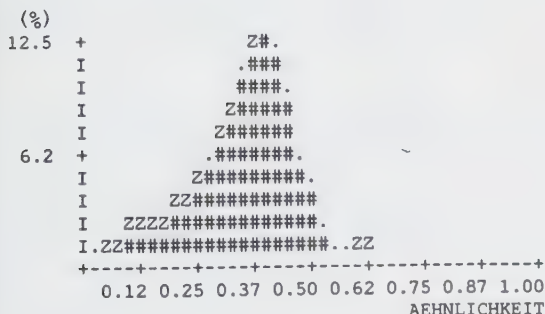


ABBILDUNG 37: Schlafstadium 2: Verteilung der Aehnlichkeiten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Cluster vor und nach der Reizdarbietung (...) und zwischen den Clustern (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Kolmogorov-Smirnov-Test, F-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (###) und die Varianzaufklärung sind als Trennschärfekriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet sind Mittelwert, N und Median der Verteilungen sowie die statistischen Prüfgrößen (χ^2 , F).

Abbildungen 35 und 36 zeigen die Cluster-Kernbereiche und die Cluster-Lösung ($\Theta=1.0$) und verdeutlichen die beobachtete Ueberlappung der beiden Cluster. Ein Drittel der Punkte des 1. Clusters (vor) liegen in der Guard-Zone, also näher zur nächstliegenden Hälfte der Punkte des Clusters 2. 48% der Punkte des Cluster 2 (nach) liegen ebenfalls in der Guard-Zone und damit näher beim Cluster 1. Die in der Guard-Zone liegenden Punkte des Clusters 2 sind den EEG-Zuständen des Schlafstadiums 2 vor der Reizdarbietung vergleichbar. Die im Kernbereich des Clusters nach (2) liegenden Punkte (52%) unterscheiden sich in ihren Spektralmustern deutlich von jenen Punkten des Kernbereiches des Clusters vor (1).

Die Projektionen der Cluster und deren Kernbereiche vor und nach der Reizdarbietung zeigen, dass die EEG-Spektralmuster sich durch die Stimulation teilweise stark und teilweise nur geringfügig verändern, sodass im ersten Fall eine längerfristige und das Schlafstadium verlassende EEG-Reaktivität vorliegt, im zweiten Fall aber angenommen werden kann, dass die EEG-Reaktivität von kurzer Dauer ist und der vorherige EEG-Zustand unmittelbar danach wieder eintritt.

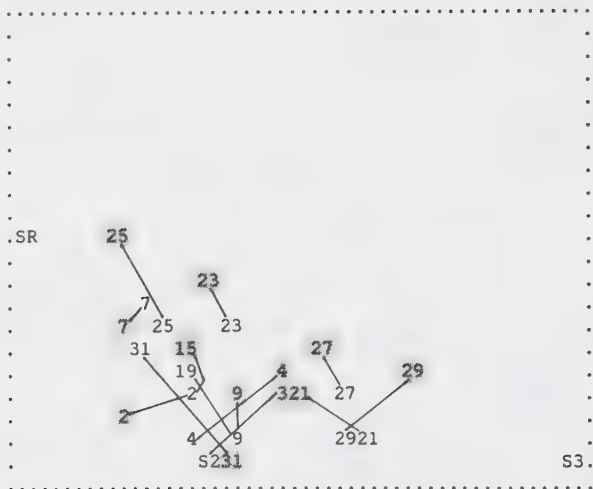
Die Verteilungen zweier Gruppen von Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster sind in Abbildung 37 dargestellt: die Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster innerhalb der EEG-Zustände vor resp. nach der Reizdarbietung (innerhalb der Cluster, $n=5550$) und die Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen den EEG-Zuständen (zwischen den Clustern, $n=5625$). Die Flächenüberschneidung zwischen den Verteilungen der Gruppen innerhalb und zwischen den EEG-Zuständen beträgt 92%. Obwohl sich die Verteilungen weitgehend überdecken, sind sich die Ähnlichkeitskoeffizienten der Gruppe innerhalb der EEG-Zustände ähnlicher als zwischen den EEG-Zuständen. Die massive Flächenüberschneidung der beiden Verteilungen erscheint zwar durch die nicht-sphärische Form der Cluster und die damit verbundene grössere Streuung der Ähnlichkeitskoeffizienten der Gruppe innerhalb der EEG-Zustände ein wenig erhöht, ist aber vor allem durch die effektive Ueberlagerung der beiden Cluster bedingt. Trotzdem zeigt der Vergleich der Verteilungen mit dem F-Test bzw. Kolmogorov-Smirnov-Test systematische und signifikante Unterschiede.

3.5.1 Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen

Der Darstellung der EEG-Reaktivität einzelner Reizbedingungen wurde eine Projektion aufgrund einer Punktekonfiguration im metrischen, 3-dimensionalen²² Raum für das Schlafstadium 2 vor und nach der Reizdarbietung zugrunde gelegt (analog zur vorgängigen (9-dimensionalen) Projektion (Abbildung 34)). Aus jedem Schlafstadium wurde je 1 Referenzpunkt ausgewählt.²³ Die Abbildungen 38 bis 43 zeigen die einzelnen Punkte vor und nach

²² Die wirklichen Verhältnisse werden bei weniger Dimensionen weniger verzerrt abgebildet, hingegen ist durch die Dimensionreduktion mit einem Informationsverlust zu rechnen.

²³ Um die Anschaulichkeit der Projektion zu erhöhen, wurden für diese und alle weiteren Projektionen nicht die Schwerpunkte der 3 Cluster vor der Reizdarbietung genommen. Stattdessen wurden zunächst die Clusterkerne um den Schwerpunkt herum durch Verkleinerung des Radius so weit eingeeengt, bis sie nur noch je 50% der Punkte umfassten. Dann wurde aus

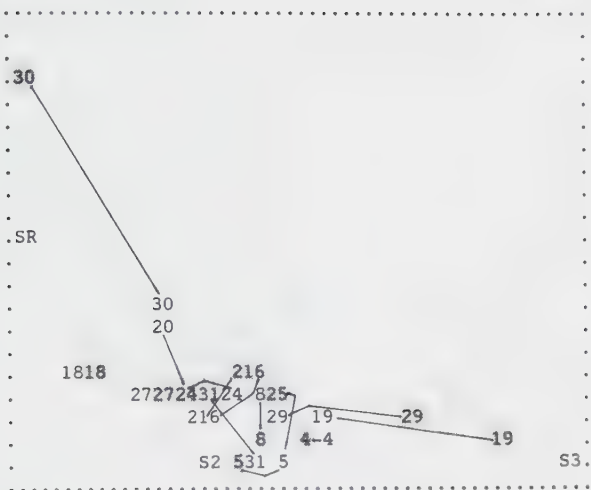


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

S2	3
2	15
9	19

ABBILDUNG 39: Schlafstadium 2 / Kontrolstimulus Mutter-Kind

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 2, wobei alle Punkte der Reizbedingung KC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

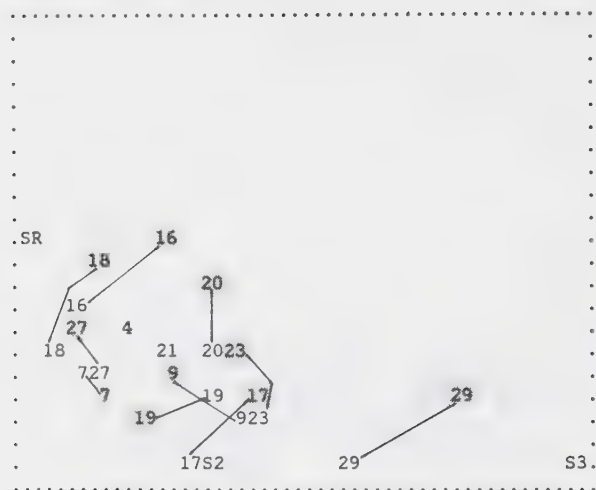
5	25
24	20

ABBILDUNG 40: Schlafstadium 2 / Schulstimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekongfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 2, wobei alle Punkte der Reizbedingung J zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

STADIUM 2 / JC

N=12

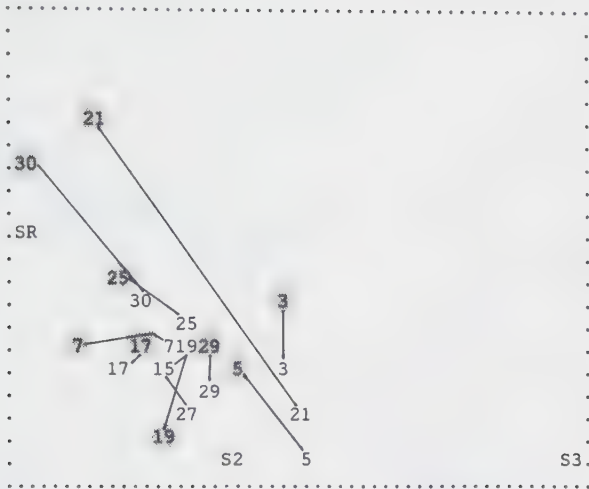


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

4	4
21	21

ABBILDUNG 41: Schlafstadium 2 / Kontrollstimulus Schule

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 2, wobei alle Punkte der Reizbedingung JC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

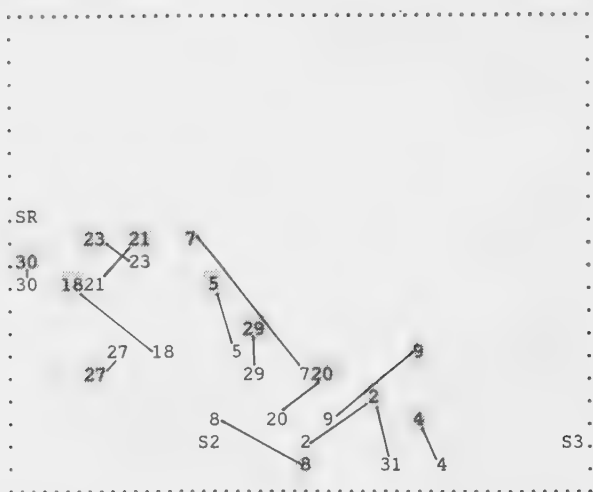


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

15	27
19	15

ABBILDUNG 42: Schlafstadium 2 / Erwachsener Stimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 2, wobei alle Punkte der Reizbedingung E zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

2 31

ABBILDUNG 43: Schlafstadium 2 / Kontrollstimulus Erwachsener

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 2, wobei alle Punkte der Reizbedingung EC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

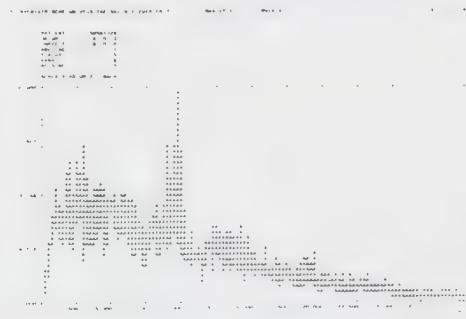
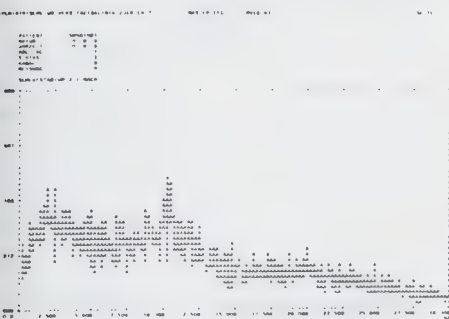
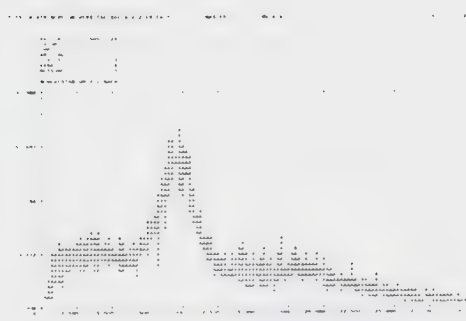
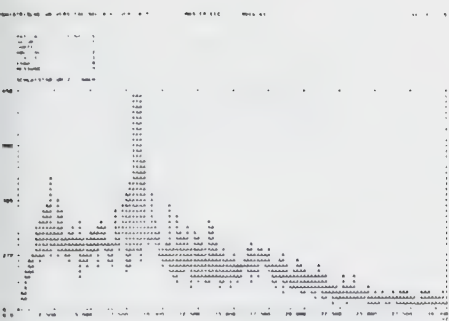


ABBILDUNG 44: EEG-Reaktivität: α -Aktivität
von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 25/K, VP 29/K, VP 21/K, VP 29/J dargestellt.

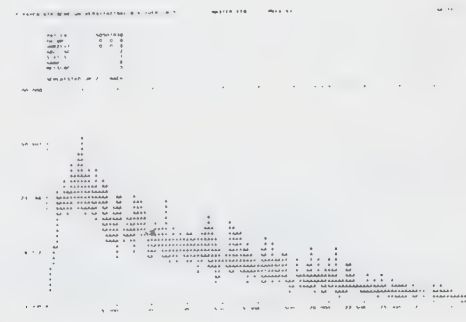


ABBILDUNG 45: EEG-Reaktivität: desynchronisiertes EEG
von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 30/J, VP 30/E dargestellt.

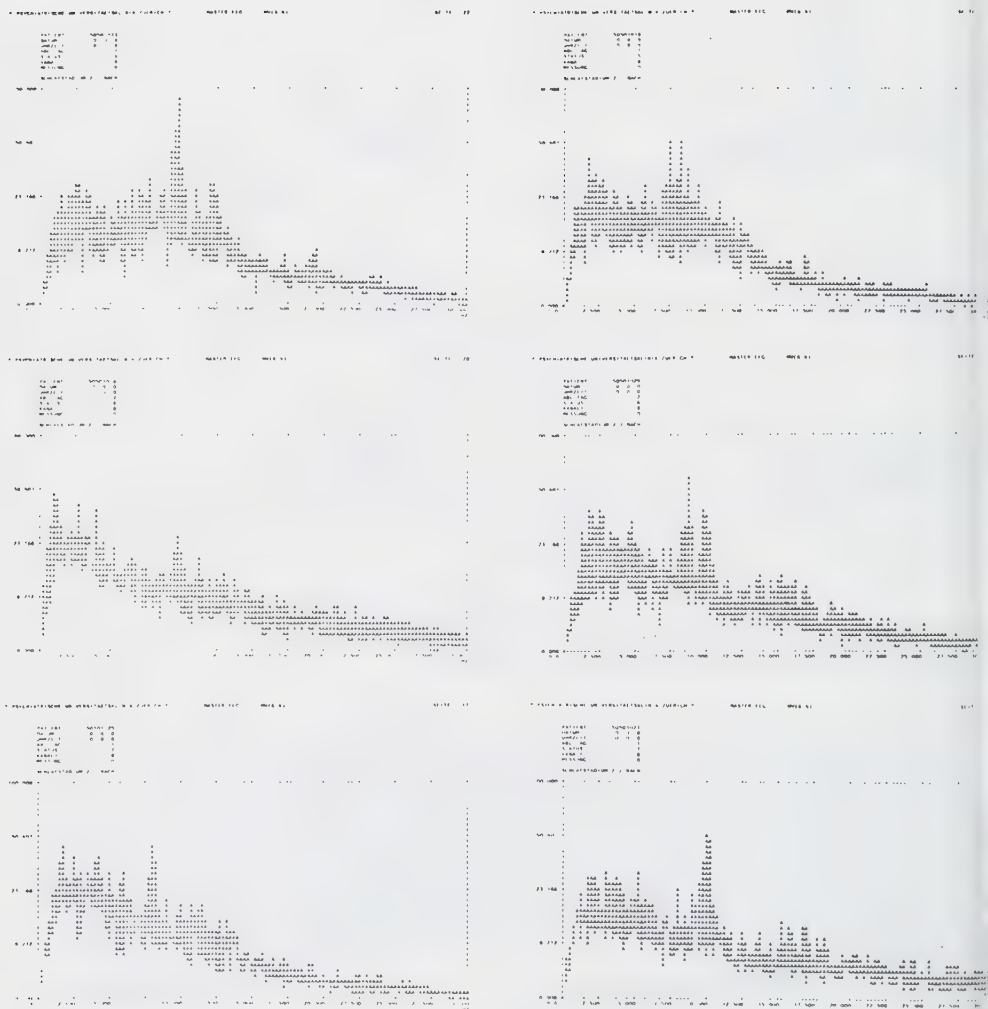


ABBILDUNG 46: EEG-Reaktivität: Kurzzeit-Fluktuationen im α -Band von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 23/KC, VP 19/J, VP 16/JC, VP 29/JC, VP 25/E, VP 21/E dargestellt.

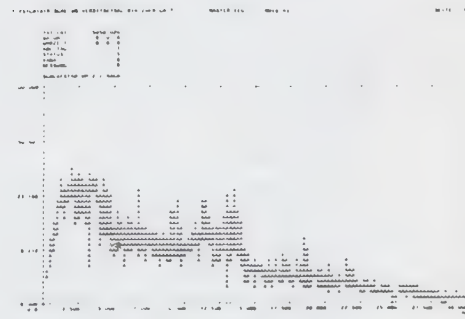
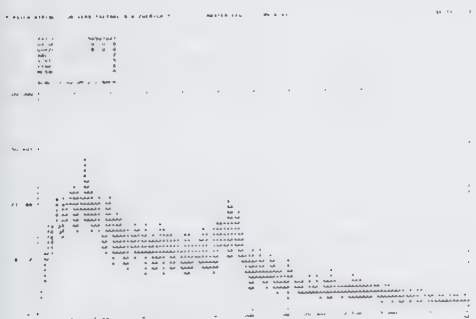
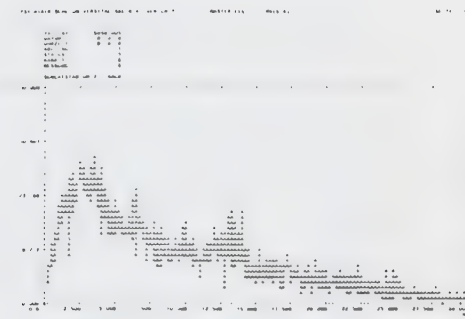
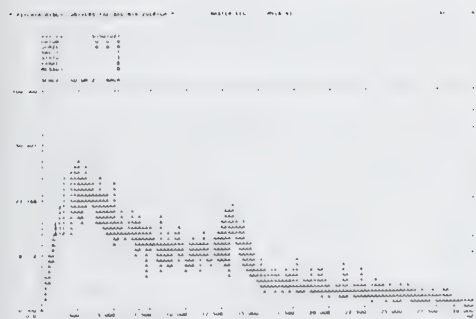


ABBILDUNG 47: keine EEG-Reaktivität: Schlafstadium 2
 von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 27/K, VP 5/J, VP 27/J, VP 24/J dargestellt.

der Reizdarbietung im Schlafstadium 2 entsprechend ihrer Zugehörigkeit zu einer bestimmten Reizbedingung. Die Punkte der Projektion sind nach Versuchspersonen aufgeschlüsselt und miteinander verbunden (der Punkt nach der Reizdarbietung ist grau markiert). Die Referenzpunkte S2 (Schlafstadium 2), S3 (Schlafstadium 3) und SR (Schlafstadium REM) deuten die Lage der Spektralmuster der einzelnen Schlafstadien an. Dadurch werden die räumlichen Verschiebungen und ihre inhaltliche Bedeutung der Punkte nach im Vergleich zu den Punkten vor der Reizdarbietung deutlich.

In den Abbildungen 38 bis 43 ist zu erkennen, dass die EEG-Reaktivität sich in einer räumlichen Verschiebung der Punkte äussert, die je nach Dauer und Intensität der Reaktivität unterschiedliche Distanz aufweist. Die Projektionen machen deutlich, dass ein Teil der Spektralmuster sich auch nach der Reizdarbietung im Bereich des Schlafstadiums 2 verteilen. In diesem Fall löst die Reizdarbietung höchstens eine kurzfristige EEG-Veränderung aus, sodass der vorherige EEG-Zustand innerhalb des Messintervalls weitgehend erhalten bleibt.

Bei einigen Versuchspersonen/Reizbedingungen löst die Reizdarbietung eine längerfristige, das Schlafstadium 2 verlassende EEG-Reaktivität aus. Beispielsweise zeigen die Spektralmuster der Versuchspersonen 25, 29, 23 /K, 29, 19 /J, 3, 21, 25 /E eine deutliche α -Aktivität (Abbildung 38, 40 und 42). Interessanterweise sind diese längerfristigen EEG-Reaktivitäten vermehrt unter den semantisch sinnvollen Stimuli zu beobachten. Dieses Ergebnis unterstützt die eingangs formulierte Hypothese 4, dass die Kontrollstimuli den momentanen funktionellen EEG-Zustand weniger oder eben kurzfristiger verändern als die semantisch bedeutsamen Stimuli. In den Abbildungen 44, 45, 46 und 47 sind einige typische Spektralmuster nach der Reizdarbietung gezeigt. Die Spektralmuster in Abbildung 44 zeigen länger andauernde Veränderungen der Spektralmuster, die deutliche Fluktuationen im α -Band aufweisen und den Spektralmustern der wachen Ruhe teilweise vergleichbar sind: die Versuchspersonen sind über längere Zeit wach geworden. In Abbildung 45 zeigen die Spektralmuster ein desynchronisiertes niederamplitudiges EEG mit zeitlich kurzen Fluktuationen im α -Bereich. Das Spektralmuster ist der Wachheit, bei geöffneten Augen zuzuschreiben. Abbildung 46 zeigt eine Reihe Spektralmuster mit Kurzzeit-Fluktuationen im α -Frequenzband, die eine grosse Variabilität aufweisen. Teilweise sind auch Uebergänge ins Schlafstadium 2 zu sehen (Schlafspindeln). Die Spektralmuster in Abbildung 47 zeigen keine reaktive EEG-Veränderungen. Im σ -Bereich (um 14 Hz) sind deutliche Fluktuationen vorhanden, die auf das Schlafstadium 2 schliessen lassen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die EEG-Reaktivität häufig von kurzer Dauer ist, die sich hauptsächlich in Kurzzeit-Fluktuationen im α -Band äussert, und von einem unmittelbaren Eintreten des vorherigen EEG-Zustandes gefolgt ist. Die geringe Veränderung der Spektralmuster und ihre räumliche Konstanz der Raumaufteilung legen diesen Schluss nahe. Andererseits weisen die deutlichen räumlichen Verschiebungen einer beschränkten Anzahl von Spektralmustern auf ausgelöste, längerfristige EEG-Zustandsänderungen hin, die nicht mehr innerhalb des Schlafstadiums 2,

den verbleibenden Punkten dieser 3 Cluster-Zentren diejenige Kombination von 3 Punkten (jeder aus einem Zentrum) bestimmt, die ein Dreieck mit maximaler Fläche und somit eine günstige Projektionsebene definieren. Die Cluster-Schwerpunkte wurden aber als Referenzpunkte in den Projektionen mitgeführt.

sondern in Richtung Wach-EEG mit ausgeprägter α -Aktivität oder Schlafstadium 1 liegen. Diese längerfristige EEG-Reaktivität tritt tendenziell gehäuft unter den Bedingungen semantisch sinnvoller Reize auf. Insgesamt zeigen sich aber keine stimulusbedingten EEG-Zustandsänderungen im Sinne der Hypothese 1, im Sinne einer differentiellen Informationsverarbeitung semantisch bedeutsamer, unterschiedlicher Reize.

3.6 EEG-REAKTIVITÄT IM SCHLAFSTADIUM 3

In Abbildung 48 ist die Projektion der zwei vorgegebenen Cluster von je 117 Punkten vor (Cluster 1) und nach (Cluster 2) der Reizdarbietung des Schlafstadiums 3 gezeigt. Für die Festlegung der Projektionsebene wurde als dritter Punkt (+) der Punkt 195 des 2. Cluster errechnet.²⁴ Die Cluster vor und nach der Reizdarbietung liegen weitgehend übereinander und sind kaum voneinander abzugrenzen. Das Cluster nach (2) liegt höchstens tendenziell verschoben zum Cluster vor (1). D.h. die Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung sind sehr ähnlich, woraus sich schliessen lässt, dass eine ausgelöste EEG-Zustandsänderung - falls sie überhaupt auftritt - von kurzer Dauer ist und der vorherige Schlafzustand unmittelbar danach wieder eintritt.

Die Ueberlappung der Cluster wird auch in den Abbildungen 49 und 50 verdeutlicht. Abbildung 49 sieht deshalb so verändert aus, weil die in der Guard-Zone befindlichen Punkte (.) in die neuerliche Berechnung dieser Projektion nicht einbezogen sind. 37 Punkte (32%) des Clusters 1 (vor) und 65 Punkte (56%) des Clusters 2 (nach) liegen in der Guard-Zone und damit näher zur nächstliegenden Hälfte der Punkten des jeweils anderen Clusters. In den Kernbereichen liegen entsprechend 68% der Punkte des Clusters vor und 44% der Punkte des Clusters nach.

Abbildung 51 bestätigt den aus der Clusteranalyse gewonnenen Eindruck der grossen Ähnlichkeit der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung. Die Verteilungen der Gruppe der Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster innerhalb der EEG-Zustände (innerhalb der Cluster vor und nach der Reizdarbietung, $n=13572$) ist hier mit der Verteilung der Gruppe der Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen den EEG-Zuständen (zwischen den Clustern vor versus nach, $n=13689$) verglichen. Die Flächenüberschneidung der beiden Verteilungen beträgt denn auch 95%. Die Verteilungen der Ähnlichkeitskoeffizienten der Gruppen innerhalb und zwischen den EEG-Zuständen lassen sich zwar global gesehen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test gerade noch signifikant unterscheiden, das gilt aber nicht mehr für die zentrale Tendenz der Verteilungen (F-Test). Es ist anzunehmen, dass die Veränderungen der EEG-Zustände durch die Reizdarbietung mit wenigen Ausnahmen sehr kurzfristig sind und der vorherige Schlafzustand danach wieder aufgenommen wird.

²⁴ siehe Anmerkung 2¹

SCHLAFSTADIUM 3 117 MUSTER VOR UND 117 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

BESTER PUNKT (+): 195 AUS CLUSTER 2

```

. . . . . 21 .
. . . . . 2* 1 .
. . . . . 2 1 .
. . . . . 2 .
. . . . . 1 2 .
. . . . . 2 .
. . . . . 1 2 .
. . . . . * 12 + 11 .
. . . . . 1 2 1 .
. . . . . 11 2 2 .
. . . . . 1 212 21 2 2 .
. . . . . 111 22 .
. . . . . 1 2 2 122 .
. . . . . 1 1 ** *12 2 .
. . . . . 11 *1*21222 .
. . . . . 1 112** 2 2 2 .
. . . . . 1 ** 12** 2 .
. . . . . **1122*211 2 2 .
. . . . . 11* 1 1*12 .
. . . . . 12 21212 .
. . . . . 21111 1* * * .
. . . . . 22 2 21 *2 2 .
. . . . . 2122 21 * .
. . . . . 21** 22 .
. . . . . *1 11 .
. . . . . * 1122 2 .
. . . . . 1 1* 2 .
. . . . . 11 1 1 2 .
. . . . . * 2 2 .
. . . . . 2 .
. . . . .

```

ABBILDUNG 48: Schlafstadium 3 vor und nach der Reizdarbietung

Die Abbildung zeigt die Projektion der 117 Punkte vor (Cluster 1) und der 117 Punkte nach (Cluster 2) der Reizdarbietung. Zur Bestimmung der Projektionsebene wurde Punkt 195 (+) zusätzlich berechnet. * bezeichnet übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster.

SCHLAFSTADIUM 3 117 MUSTER VOR UND 117 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

2-CLUSTER-LOESUNG:

CLUSTER 1 MIT 80 PUNKTEN:

1	3	4	5	7	8	9	10	11	12
13	14	15	18	19	21	25	28	29	30
32	34	35	36	38	39	40	44	46	49
50	51	52	53	54	55	56	58	59	60
61	62	65	66	67	68	69	71	73	76
79	80	83	84	86	87	88	89	92	93
94	95	96	97	98	101	102	103	104	105
106	107	108	109	111	112	114	115	116	117

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 37 PUNKTE (THETA=1.00)

2	6	16	17	20	22	23	24	26	27
31	33	37	41	42	43	45	47	48	57
63	64	70	72	74	75	77	78	81	82
85	90	91	99	100	110	113			

CLUSTER 2 MIT 52 PUNKTEN:

119	123	126	131	132	133	134	137	139	141
142	143	144	150	151	154	158	159	160	161
162	164	165	167	169	176	180	181	185	186
187	188	189	191	192	194	195	196	197	198
199	202	206	207	208	213	216	217	223	227
228	231								

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 65 PUNKTE (THETA=1.00)

118	120	121	122	124	125	127	128	129	130
135	136	138	140	145	146	147	148	149	152
153	155	156	157	163	166	168	170	171	172
173	174	175	177	178	179	182	183	184	190
193	200	201	203	204	205	209	210	211	212
214	215	218	219	220	221	222	224	225	226
229	230	232	233	234					

ABBILDUNG 50: Die Cluster-Lösung vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums 3

Die Punkte der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung sind hier explizit aufgelistet. Die ersten 117 Punkte zählen zum Cluster 1 (vor) und die Punkte 118-234 zum Cluster 2 (nach).

SCHLAFSTADIUM 3 117 MUSTER VOR VS 117 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.327	13572	0.348		INNERHALB DER GRUPPEN
0.326	13689	0.348	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.326	27261	0.348	####	TOTAL
TRENNSCHAERFE-KRITERIUM		TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHEUEBERSCHNEIDUNG		95.15 %	6.06	0.0483 (Chi ²)
VARIANZAUFKLAERUNG		0.00 %	0.37	0.5483 (F)

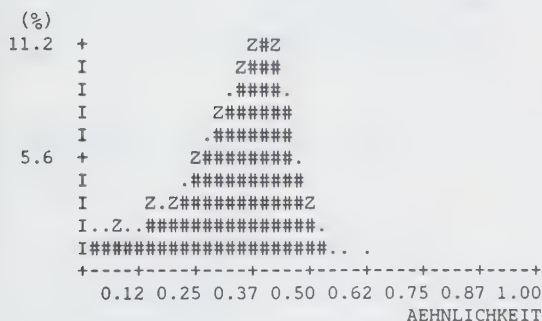


ABBILDUNG 51: Schlafstadium 3: Verteilung der Aehnlichkeiten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Cluster vor und nach der Reizdarbietung (...) und zwischen den Clustern (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Kolmogorov-Smirnov-Test, F-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (###) und die Varianzaufklärung sind als Trennschärfekriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet sind Mittelwert, N und Median der Verteilungen sowie die statistischen Prüfgrößen (Chi², F).

3.6.1 Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen

Die den folgenden Darstellungen (Abbildungen 52 bis 57) zugrunde liegende Projektion wurde analog zum Schlafstadium 2 aus einer 3-dimensionalen Punktekongfiguration der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums 3 gebildet. Die Abbildungen enthalten ebenfalls dieselben Referenzpunkte S2 (Schlafstadium 2), S3 (Schlafstadium 3) und SR (Schlafstadium REM), sind nach Versuchspersonen aufgeschlüsselt und umfassen die Punkte der Spektralmuster vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) einer spezifischen Reizbedingung. Die Abbildungen 52 bis 57 bestätigen, dass gesamthaft, ausgelöst durch die Reizdarbietung, kleine räumliche Verschiebungen stattfinden, d.h. dass die Punkte sich hauptsächlich im Bereich des Schlafstadiums 3 verteilen. Daraus ist zu schliessen, dass innerhalb des Messintervalls kurzdauernde EEG-Reaktivitäten auftreten, die dann durch das Wiedereintreten des vorherigen Schlafzustandes abgelöst werden. Die durch die Reizdarbietung entstandenen räumlichen Verschiebungen zeigen keinen auf die einzelnen Stimulusbedingungen bezogenen systematischen Effekt im Sinne der Hypothesen. Die beobachteten EEG-Zustandsänderungen sind reizunspezifisch.

Die Abbildungen 58 bis 60 illustrieren anhand einzelner Spektralmuster nach der Reizdarbietung die im Spektralmuster sichtbare EEG-Reaktivität: Kurzzeit-Fluktuationen im α -Band (Abbildung 58) und im Spindelpereich (Schlafstadium 2) (Abbildung 59). In Abbildung 60 sind die Spektralmuster nicht verändert (Schlafstadium 3).

Die Ergebnisse des Schlafstadiums 3 können folgendermassen zusammengefasst werden: Die EEG-Reaktivität im Schlafstadium 3 ist von geringerer Intensität und Dauer als im Schlafstadium 2. Erwachen aufgrund einer Reizdarbietung ist nicht zu beobachten, wenn auch kurzfristige Fluktuationen im α -Frequenzbereich vereinzelt zu finden sind. Die EEG-Zustände nach der Reizdarbietung sind grösstenteils innerhalb des Schlafstadiums 3 verteilt. Die erwartete Reizspezifität der reaktiven EEG-Veränderungen (Hypothesen 1 bis 4) kann nicht bestätigt werden.

3.7 EEG-REAKTIVITÄT IM SCHLAFSTADIUM REM

Abbildung 54 zeigt die Projektion der vorgegebenen Cluster vor (Cluster 1) und nach (Cluster 2) der Reizdarbietung von je 86 Spektralmustern des Schlafstadiums REM. Der zusätzlich berechnete Punkt für die Projektion ist Punkt 35 (+) aus dem Cluster 1.²⁵ Die Punkte der beiden Cluster überlappen sich mehrheitlich, dennoch ist zu erkennen, dass die Punkte des Clusters 2 (nach) im Vergleich zum Cluster 1 (vor) verschoben liegen. Die kurzen räumlichen Verschiebungen der Punkte weisen auf eine beschränkte Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung hin, bedingt durch eine kurzfristige EEG-Reaktivität. Grössere räumliche Verschiebungen der Punkte lassen eine länger andauernde EEG-Zustandsänderung vermuten.

Abbildungen 55 und 56 belegen die Überlappung der beiden Cluster (Theta=1.0). In der Guard-Zone liegen 30% der Punkte des Clusters 1 (vor) und 63% der Punkte des Clusters 2 (nach). Diese Punkte liegen näher zur nächstliegenden Hälfte der Punkte des jeweils anderen Clusters. Die

²⁵ siehe Anmerkung ²¹

.SR

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.S2

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

.

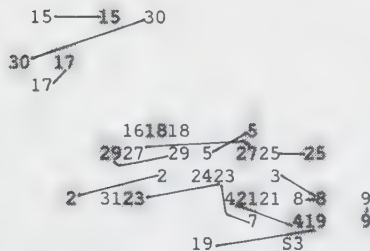
.

.

.

.

.

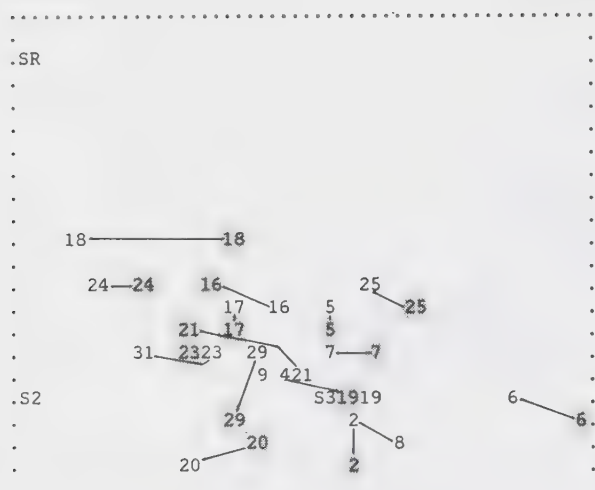


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

23	7
24	24
31	31
8	3
16	16

ABBILDUNG 52: Schlafstadium 3 / Mutter-Kind Stimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung K zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

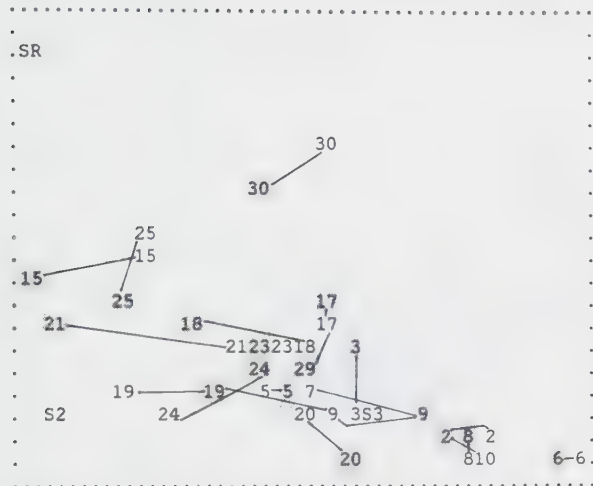


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

2	8
19	4
9	9
23	31

ABBILDUNG 53: Schlafstadium 3 / Kontrolstimulus Mutter-Kind

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung KC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

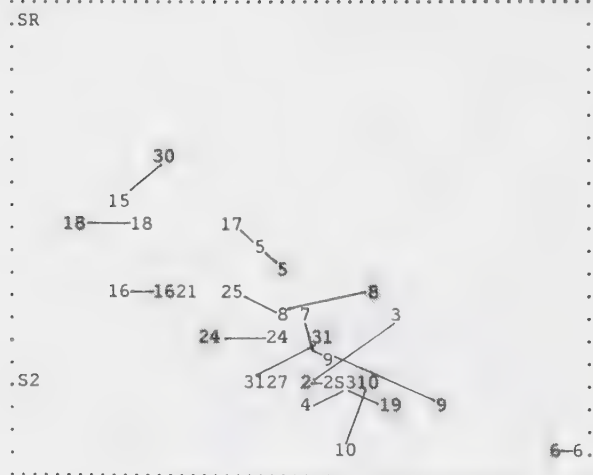


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

9	27	7
17	29	
2	10	
19	27	

ABBILDUNG 54: Schlafstadium 3 / Schulstimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung J zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

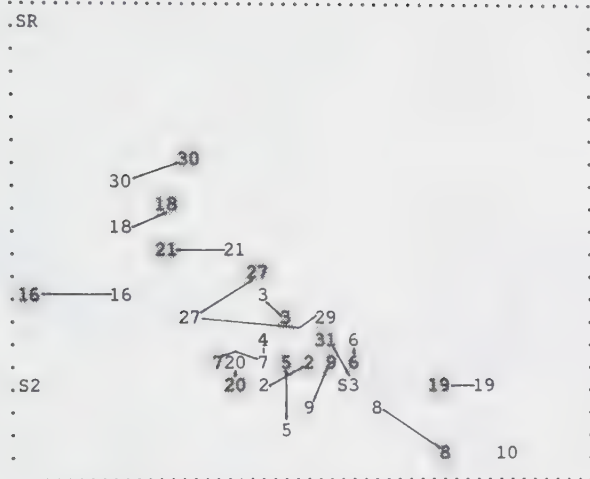


LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

S3	19	4
8	25	
9	7	
15	30	15
5	17	
31	27	
2	3	
16	21	

ABBILDUNG 55: Schlafstadium 3 / Kontrollstimulus Schule

Die Projektion basiert auf einer Punktekongfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung JC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

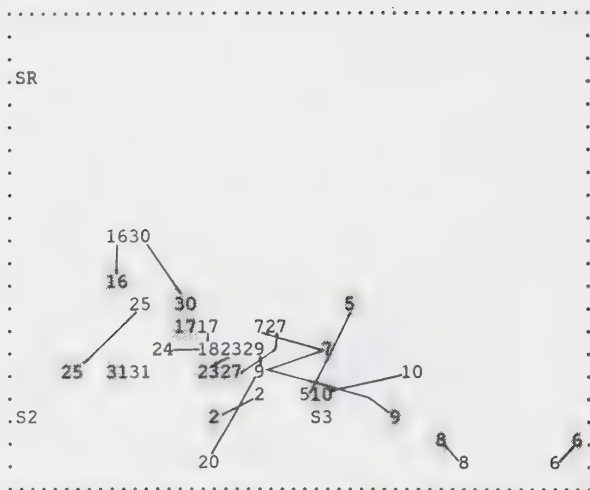
S3	31
10	10
27	29
7	4

ABBILDUNG 56: Schlafstadium 3 / Erwachsener Stimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung E zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

STADIUM 3 / EC

N=20



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

17	18
23	19
29	19
9	21
18	24
7	21
	29
	20

ABBILDUNG 57: Schlafstadium 3 / Kontrollstimulus Erwachsener

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium 3, wobei alle Punkte der Reizbedingung EC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

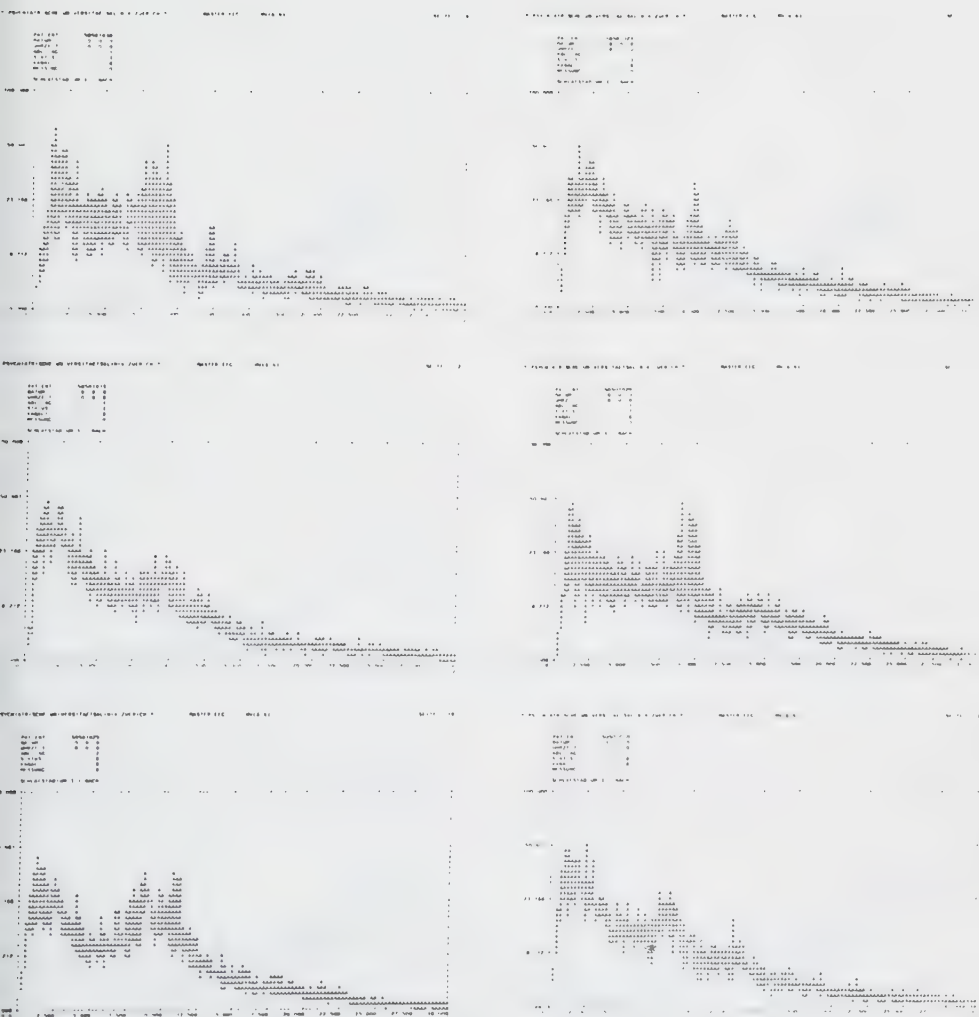


ABBILDUNG 58: EEG-Reaktivität: Kurzzeit-Fluktuationen im α -Band von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 30/K, VP 23/K, VP 19/K, VP 29/E, VP 25/EC, VP 10/EC dargestellt.

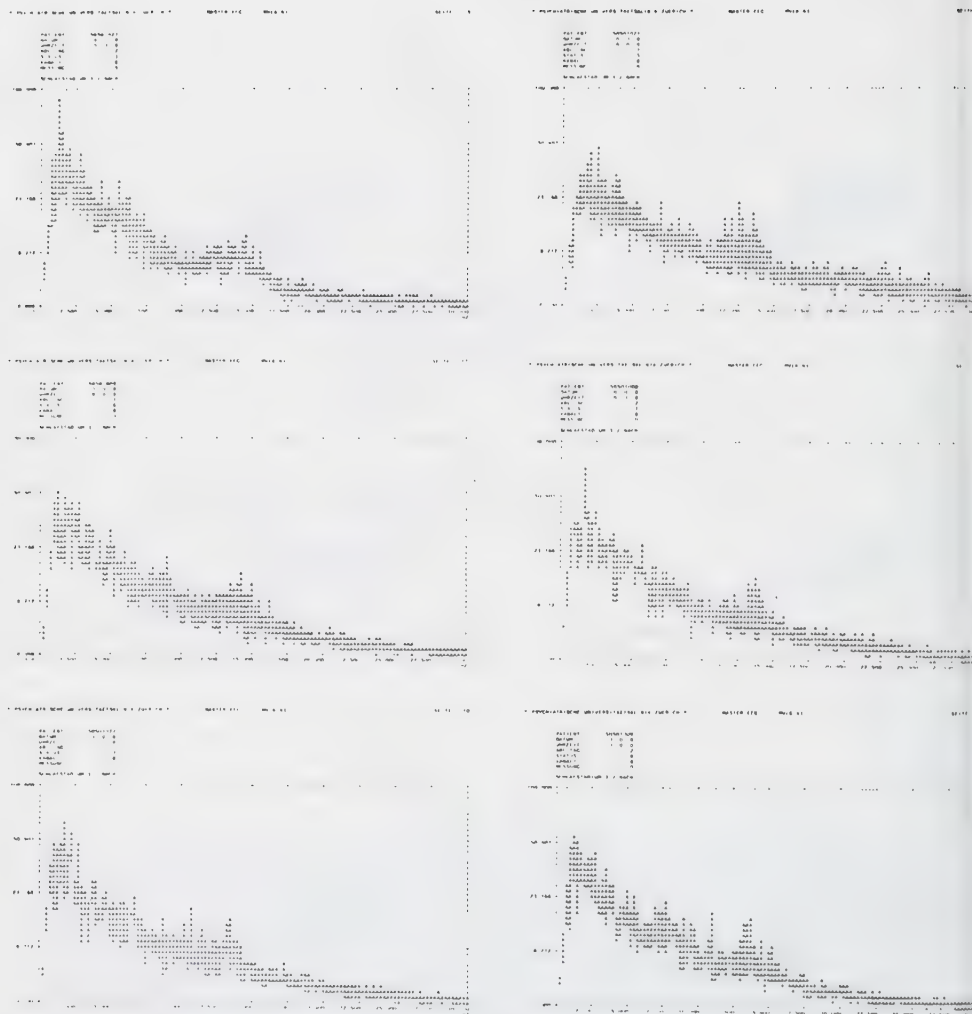


ABBILDUNG 59: EEG-Reaktivität: Schlafstadium 2
 von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP
 27/K, VP 21/J, VP 9/JC, VP 8/E, VP 27/E, VP 9/EC dargestellt.

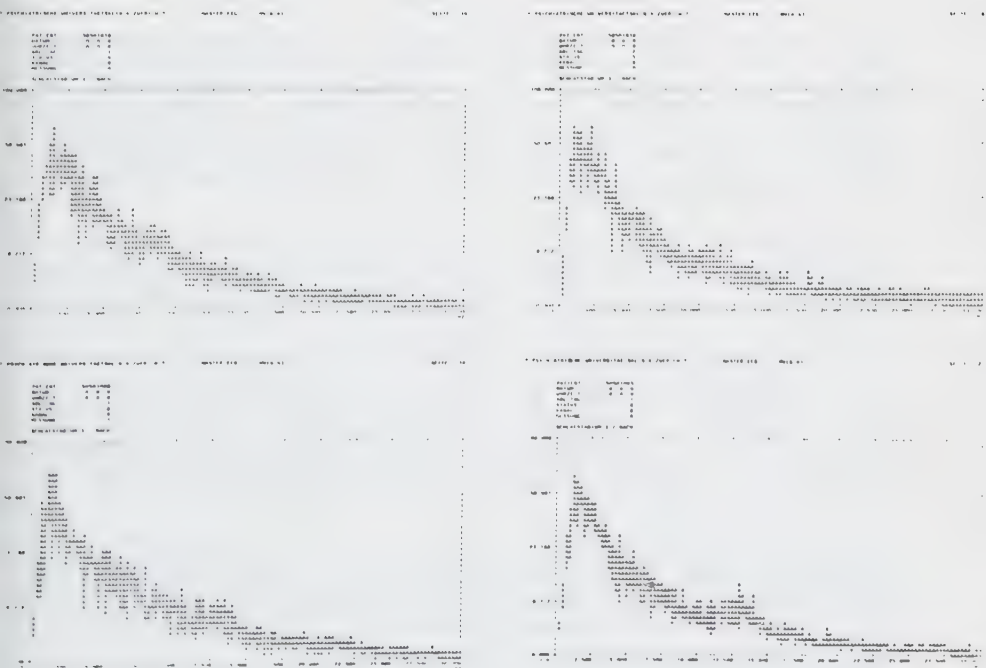


ABBILDUNG 60: keine EEG-Reaktivität: Schlafstadium 3
 von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP
 18/KC, VP 30/J, VP 8/JC, VP 5/EC dargestellt.

in der Guard-Zone liegenden Punkte des Clusters nach sind den EEG-Zuständen vor der Reizdarbietung vergleichbar. Entsprechend liegen 70% der Punkte des Clusters vor und 37% der Punkte des Clusters nach innerhalb der Kernbereiche ihrer Cluster. Die Projektionen der Cluster und deren Kernbereiche zeigen, dass sich die EEG-Spektralmuster teilweise deutlich und teilweise nur geringfügig verändern, was durch eine unterschiedliche Dauer und Intensität der EEG-Reaktivität erklärt werden kann.

In Abbildung 65 sind die Verteilungen zweier Gruppen von Ähnlichkeitskoeffizienten innerhalb der EEG-Zustände vor resp. nach der Reizdarbietung (innerhalb der Cluster, $n=7310$) und zwischen den beiden EEG-Zuständen (zwischen den Clustern, $n=7396$) gegeneinander aufgetragen. Die beiden Verteilungen überschneiden sich zu 93% und unterscheiden sich signifikant (F-Test, Kolmogorov-Smirnov-Test). Das Ergebnis kann vor allem durch die vorhandene Überlappung der beiden Cluster erklärt werden.

3.7.1 Reizspezifische EEG-Zustandsänderungen

Die den folgenden Darstellungen (Abbildungen 65 bis 70) zugrunde liegende Projektion wurde analog zum Schlafstadium 2 aus einer 3-dimensionalen Punktekonfiguration der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums REM gebildet. Die Abbildungen enthalten ebenfalls dieselben Referenzpunkte S2 (Schlafstadium 2), S3 (Schlafstadium 3) und SR (Schlafstadium REM), sind nach Versuchspersonen aufgeschlüsselt und umfassen die Punkte der Spektralmuster vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) einer spezifischen Reizbedingung.

Die Abbildungen 65 bis 70 zeigen die recht unterschiedlichen räumlichen Verschiebungen der Punkte, die v.a. auf eine unterschiedliche Dauer der EEG-Reaktivität schliessen lassen. In den Abbildungen 71, 72 und 73 sind einzelne EEG-Spektralmuster nach der Reizdarbietung dargestellt. Die EEG-Reaktivität äussert sich hauptsächlich in einer länger (Abbildung 71) oder kürzer andauernden (Abbildung 72) Fluktuation im α -Frequenzband. In Abbildung 73 sind Spektralmuster dargestellt, die keine Veränderung durch die Reizdarbietung erfahren haben, also keine beobachtbare EEG-Reaktivität aufweisen. Sie liegen in den Cluster-Projektionen auch kaum verschoben zum EEG-Zustand vor der Reizdarbietung. Die EEG-Zustände nach der Reizdarbietung zeigen ein variables Kontinuum zwischen Wachheit und Stadium REM oder 1.²⁶ Es sind vorwiegend Fluktuationen der α -Aktivität, die die EEG-Zustandsänderungen charakterisieren.

Die Projektionen der einzelnen Reizbedingungen sind ziemlich ähnlich und zeigen keine erkennbaren reizspezifischen Verschiebungen der Punkte. Die Veränderungen der Spektralmuster durch die Reizdarbietung scheinen unabhängig von der inhaltlichen Information der Reize.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass im Schlafstadium REM - mit Ausnahmen - zeitlich kurze EEG-Reaktivitäten auftreten, die als Fluktuationen im α -Frequenzband des Spektralmusters erscheinen und von einem länger

²⁶ Es ist durchaus möglich, dass nach einer kurzdauernden Alpha-Aktivierung der REM-Schlaf fortgesetzt wird. Anhand der EEG-Spektralmuster oder auch anhand der EEG-Zeitreihen (ohne EOG) ist das Schlafstadium 1 von REM nicht zu unterscheiden.

SCHLAFSTADIUM REM 86 MUSTER VOR UND 86 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

BESTER PUNKT (+): 35 AUS CLUSTER 1

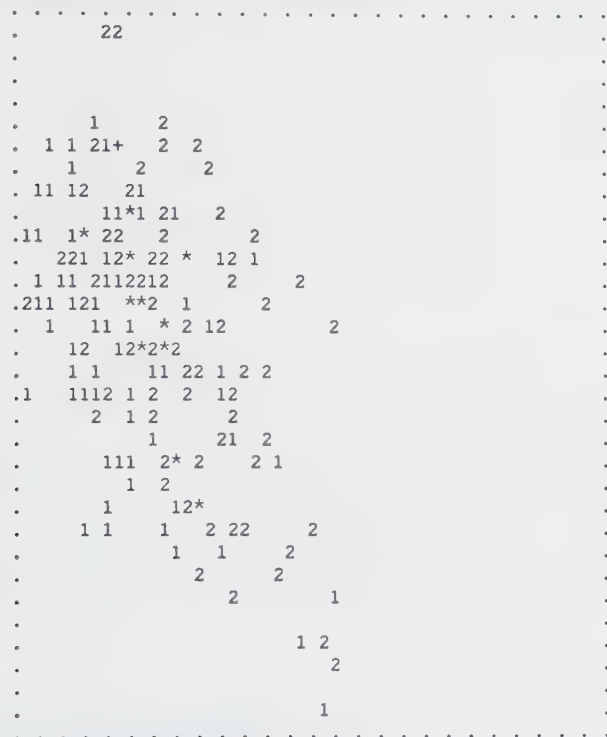


ABBILDUNG 61: Schlafstadium REM vor und nach der Reizdarbietung

Die Abbildung zeigt die Projektion der 86 Punkte vor (Cluster 1) und der 86 Punkte nach (Cluster 2) der Reizdarbietung. Zur Bestimmung der Projektionsebene wurde Punkt 35 (+) zusätzlich berechnet. * bezeichnet übereinanderliegende Punkte verschiedener Cluster.*

SCHLAFSTADIUM REM 86 MUSTER VOR UND 86 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

BESTER PUNKT (+): 35 AUS CLUSTER 1

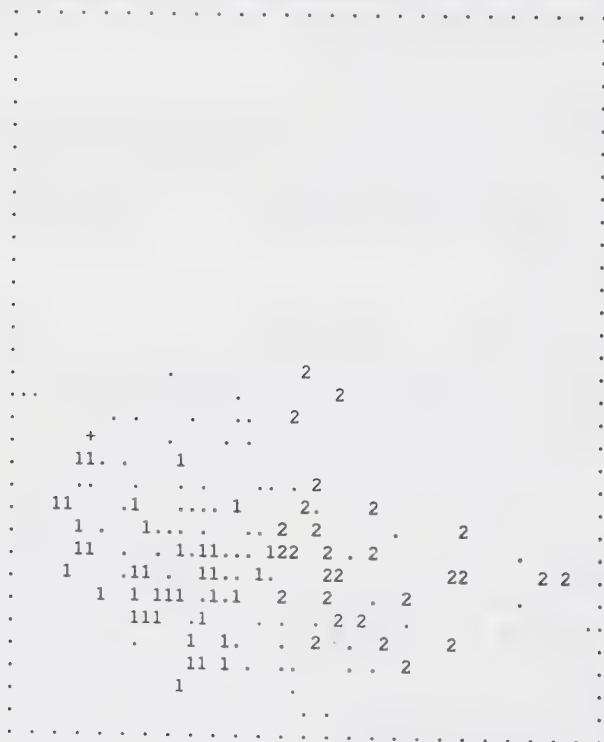


ABBILDUNG 62: Kernbereiche der Cluster vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums REM

Die Projektion entspricht der vorherigen Projektion (Abbildung 61), wobei die Cluster nun mit den Kernbereichen identisch sind ($\Theta=1.0$). Die Punkte ausserhalb der Kernbereiche liegen in der Guardzone und sind mit einem Punkt (.) bezeichnet. Die Projektion sieht deshalb so verändert aus, weil die in der Guardzone liegenden Punkte nicht in die neuerliche Berechnung der Schwerpunkte miteingeschlossen sind.

SCHLAFSTADIUM REM 86 MUSTER VOR UND 86 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

2-CLUSTER-LOESUNG:

CLUSTER 1 MIT 60 PUNKTEN:

1	2	6	7	8	9	11	13	16	19
20	21	22	23	24	25	26	27	28	29
30	31	32	33	34	35	40	41	42	43
44	47	48	49	50	51	53	54	55	56
58	62	63	64	65	68	69	70	71	74
75	76	77	78	79	80	83	84	85	86

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 26 PUNKTE (THETA=1.00)

3	4	5	10	12	14	15	17	18	36
37	38	39	45	46	52	57	59	60	61
66	67	72	73	81	82				

CLUSTER 2 MIT 32 PUNKTEN:

89	90	91	95	96	98	100	101	103	104
111	118	122	123	125	126	131	132	138	139
143	144	145	146	147	149	152	153	158	159
167	169								

IN DER GUARD-ZONE LIEGEN 54 PUNKTE (THETA=1.00)

87	88	92	93	94	97	99	102	105	106
107	108	109	110	112	113	114	115	116	117
119	120	121	124	127	128	129	130	133	134
135	136	137	140	141	142	148	150	151	154
155	156	157	160	161	162	163	164	165	166
168	170	171	172						

ABBILDUNG 63: Die Cluster-Lösung vor und nach der Reizdarbietung des Schlafstadiums REM

Die Punkte der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung sind hier explizit aufgelistet. Die ersten 86 Punkte zählen zum Cluster 1 (vor) und die Punkte 87-172 zum Cluster 2 (nach).

4

SCHLAFSTADIUM REM 86 MUSTER VOR VS 86 MUSTER NACH DER REIZDARBIETUNG

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.365	7310	0.375		INNERHALB DER GRUPPEN
0.361	7396	0.370	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN
0.363	14706	0.373	####	TOTAL
TRENNSCHAERFE-KRITERIUM			TRENNWERT	STATISTIK P
FLAECHENUEBERSCHNEIDUNG			93.38 %	15.23 0.0005 (Chi ²)
VARIANZAUFKLAERUNG			0.06 %	9.45 0.0023 (F)

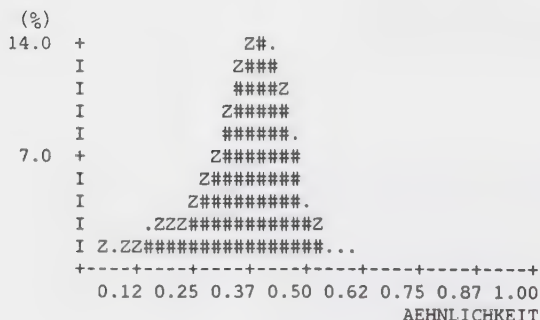
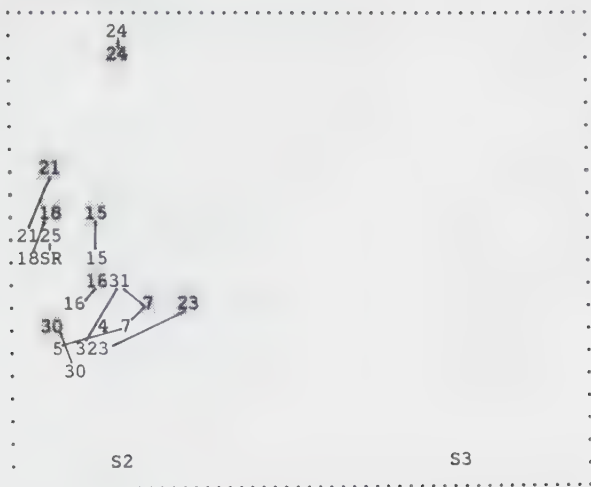


ABBILDUNG 64: Schlafstadium REM: Verteilung der Aehnlichkeiten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung

Die Ähnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Cluster vor und nach der Reizdarbietung (...) und zwischen den Clustern (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Kolmogorov-Smirnov-Test, F-Test). X-Achse: Ähnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (###) und die Varianzaufklärung sind als Trennschärfekriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet sind Mittelwert, N und Median der Verteilungen sowie die statistischen Prüfgrößen (χ^2 , F).

STADIUM REM / K

N=13



LISTE DER UEBEREINANDERGE DRUCKTEN LABEL

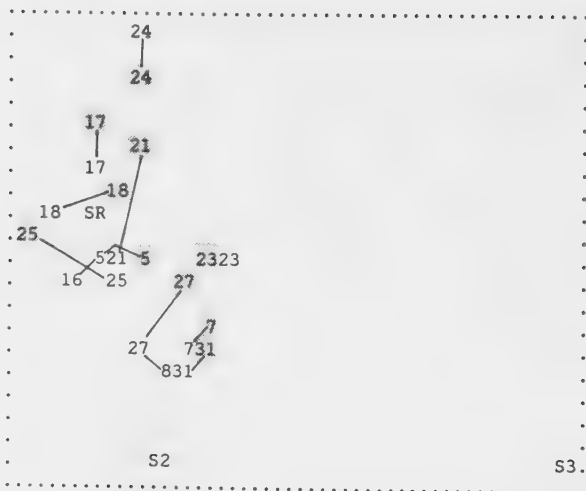
SR	25
7	5
31	3
4	4
7	31

ABBILDUNG 65: Schlafstadium REM / Mutter-Kind Stimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung K zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

STADIUM REM / KC

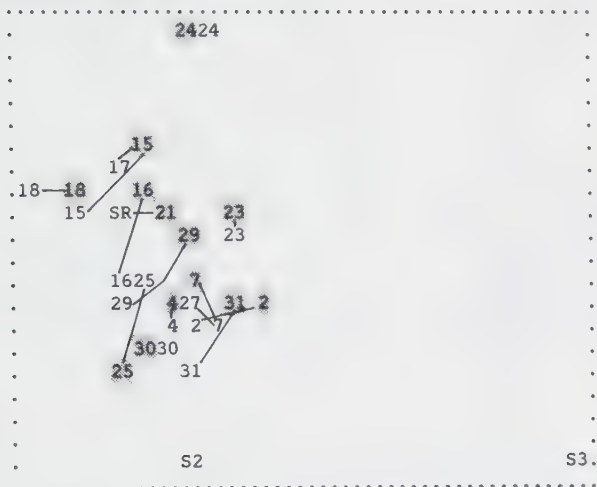
N=12



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

27	8
5	16

ABBILDUNG 66: Schlafstadium REM / Kontrolstimulus Mutter-Kind
 Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung KC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.



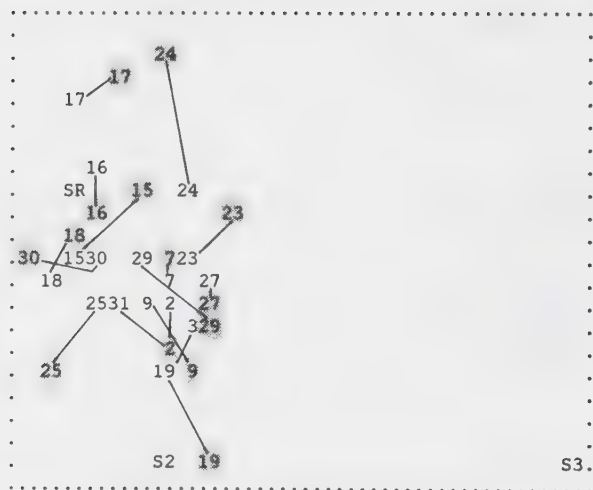
LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

SR	21
7	27
15	17

ABBILDUNG 67: Schlafstadium REM / Schulstimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung J zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

-8

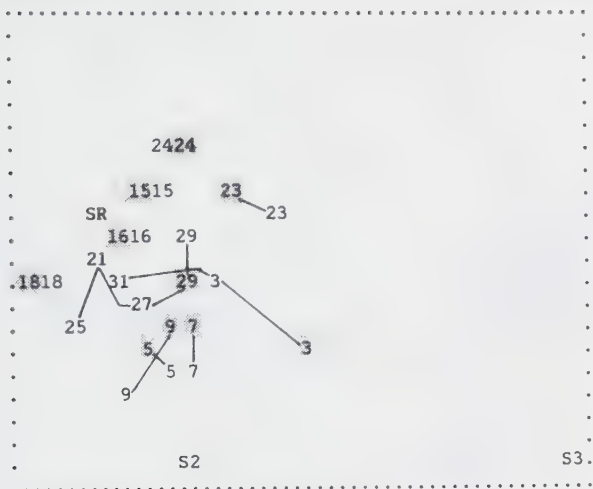


LISTE DER UEBEREINANDERGEDECKTEN LABEL

19	3
2	31

ABBILDUNG 68: Schlafstadium REM / Kontrollstimulus Schule

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung JC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

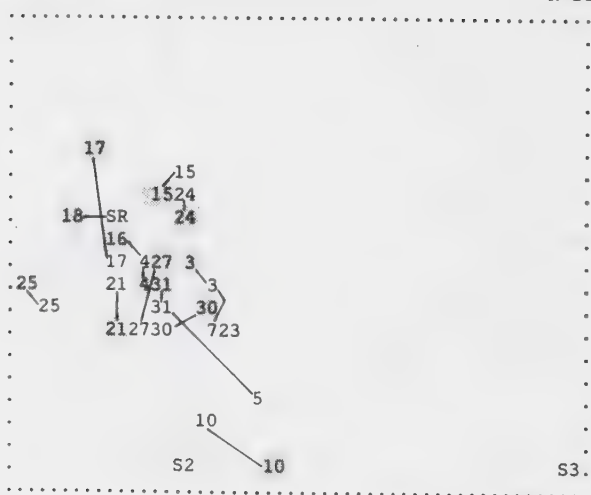
3	31
21	25
27	21
29	27

ABBILDUNG 69: Schlafstadium REM / Erwachsener Stimulus

Die Projektion basiert auf einer Punktekonfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung E zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

STADIUM REM / EC

N=16



LISTE DER UEBEREINANDERGEDRUCKTEN LABEL

SR	18
7	23
3	7
4	16
31	5

ABBILDUNG 70: Schlafstadium REM / Kontrollstimulus Erwachsener
 Die Projektion basiert auf einer Punktekongfiguration in 3 Dimensionen der Spektralmuster vor und nach der Reizdarbietung im Schlafstadium REM, wobei alle Punkte der Reizbedingung EC zusammengefasst und nach einzelnen Versuchspersonen aufgeschlüsselt sind. Die Linie zwischen den beiden EEG-Zuständen vor (VP-Nummer) und nach (graue VP-Nummer) verdeutlicht die räumliche Veränderung der Spektralmuster durch die Reizdarbietung. Zusätzlich in die Projektion eingeschlossen sind drei Referenzpunkte der Schlafstadien 2 (S2), 3 (S3) und REM (SR). Uebereinander liegende Punkte sind in der Liste vermerkt.

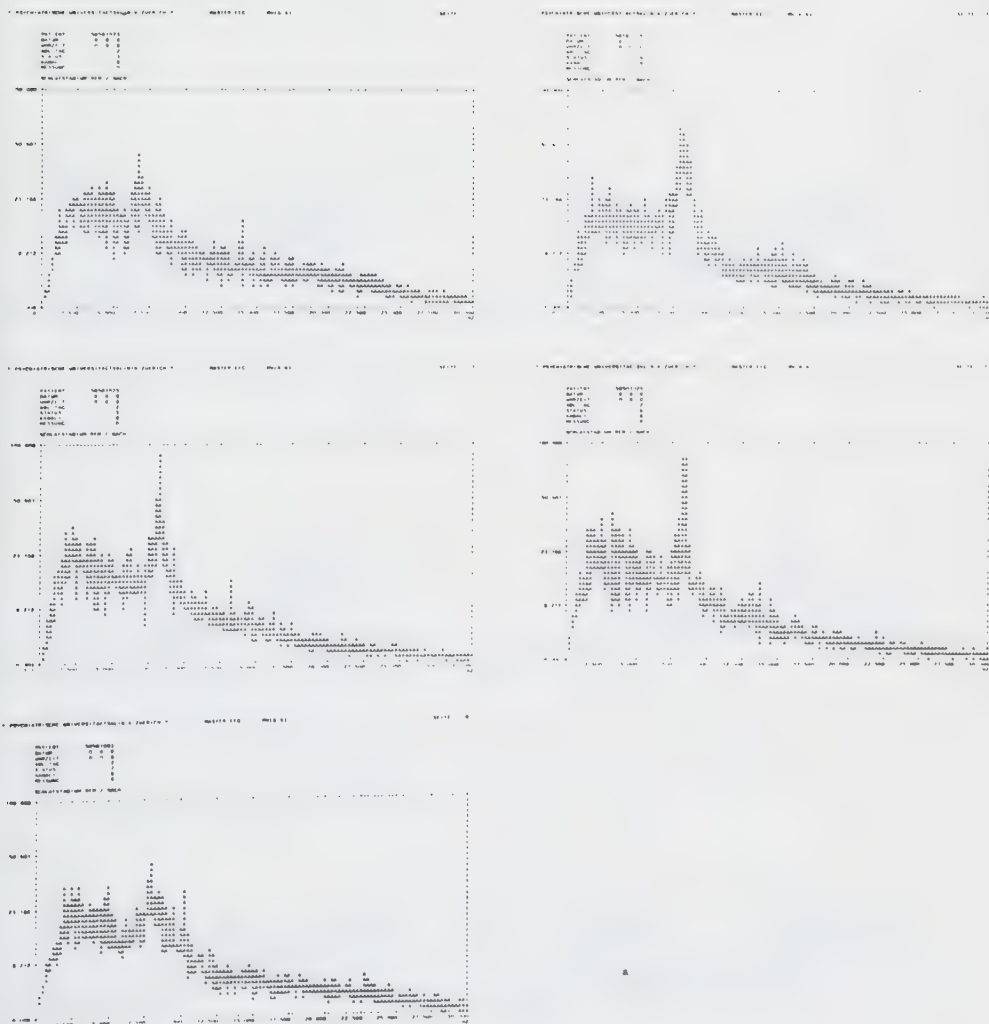


ABBILDUNG 71: Spektralmuster: Fluktuationen α -Band
 von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP
 23/K, VP 25/KC, VP 25/J, VP 25/JC, VP 3/E dargestellt.

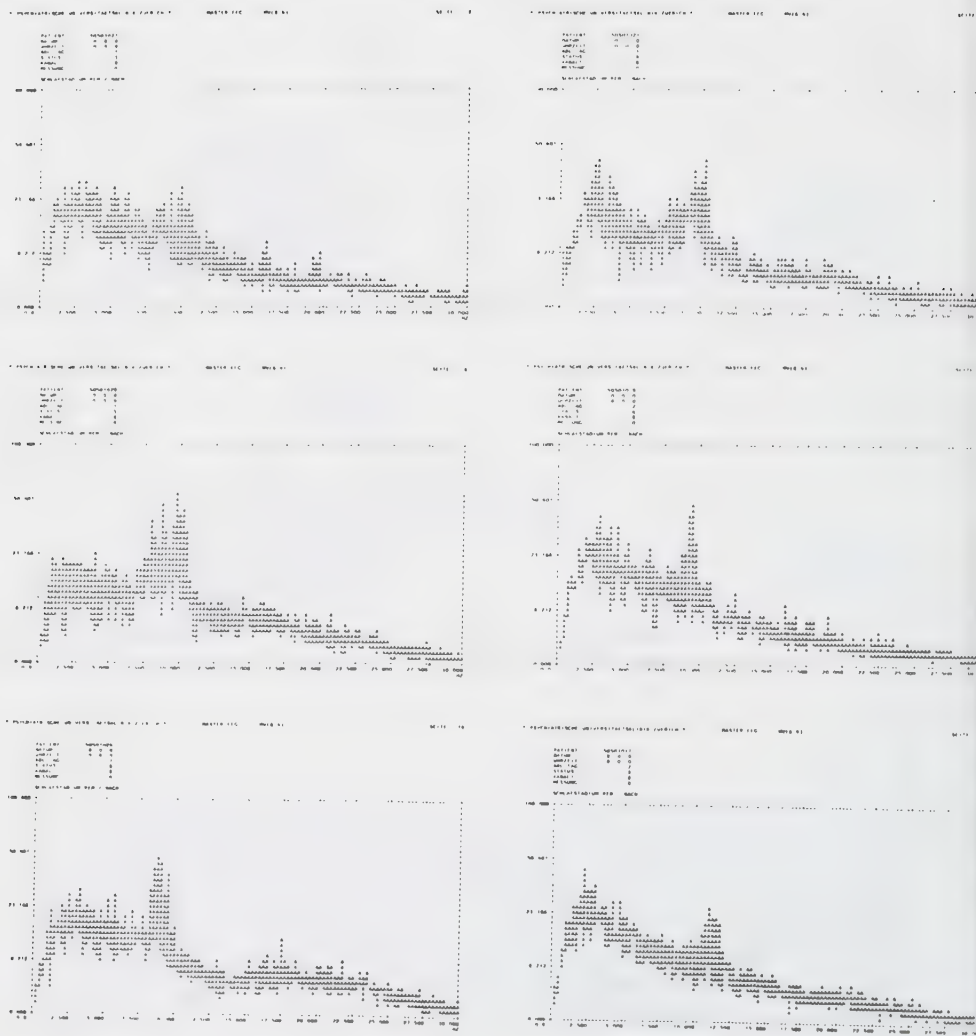


ABBILDUNG 72: Spektralmuster: Kurzzeit-Fluktuationen im α -Band von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP 21/K, VP 21/KC, VP 29/J, VP 19/JC, VP 24/JC, VP 17/EC dargestellt.

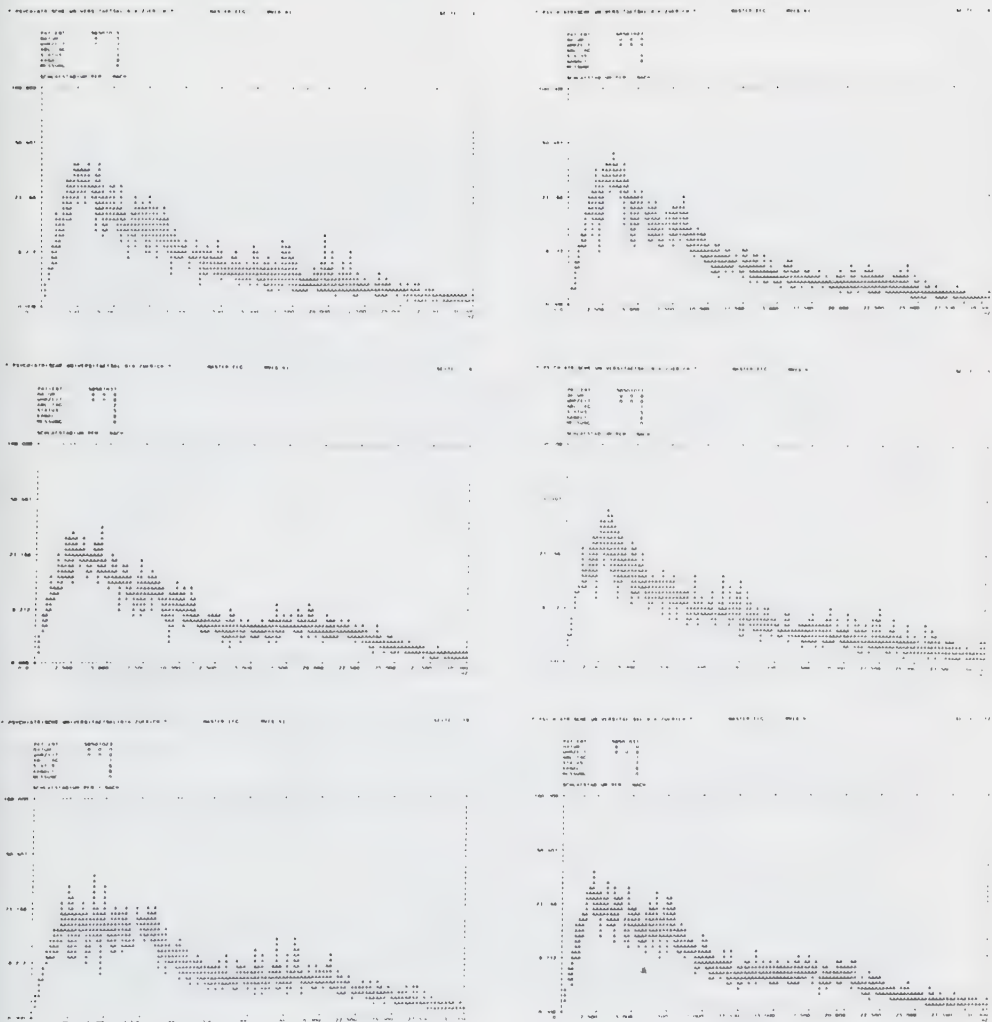


ABBILDUNG 73: Spektralmuster: keine Veränderung
 von links nach rechts sind die Spektralmuster der Versuchspersonen VP
 15/K, VP 27/KC, VP 31/J, VP 17/J, VP 23/JC, VP 31/EC dargestellt.

andauernden EEG-Zustand abgelöst werden, der demjenigen vor der Reizdarbietung weitgehend entspricht. Die EEG-Reaktivität erscheint aufgrund der Projektionen als nicht reizspezifisch.

3.8 ZUSAMMENFASSUNG

Die Schlafstadien 2, 3 und REM vor der Reizdarbietung bilden drei unterschiedliche voneinander weitgehend abgegrenzte Cluster. Das bedeutet, dass die EEG-Spektralmuster innerhalb der Schlafstadien wesentlich ähnlicher sind als die Spektralmuster zwischen den Schlafstadien. Die Schlafstadien 2, 3 und REM bilden also relativ homogene und identifizierbare EEG-Zustände. Durch die räumliche Anordnung der Cluster und die Streuung der Punkte der Spektralmuster wird aber deutlich, dass die Schlafstadien in einem Kontinuum liegen und fließende Uebergangsbereiche besitzen. Die Projektion der Cluster der Schlafstadien 2, 3 und REM nach der Reizdarbietung ergeben eine ähnliche Projektion wie diejenige der Cluster vor der Reizdarbietung. Die stabile räumliche Verteilung der Cluster nach der Reizdarbietung ist mehrheitlich auf eine fehlende oder kurzfristige, in das vorherige Schlafstadium zurückkehrende und/oder homogene (α -Aktivität), kurzfristige EEG-Reaktivität zurückzuführen. Dieses Ergebnis ist wesentlich von der Eigenschaft der Spektralmuster abhängig, die ein Messintervall von 70 sec umfassen. Ist die EEG-Reaktivität von kurzer Dauer und tritt das vorherige Schlafstadium wieder ein, so werden beide Ereignisse im Verhältnis zur Dauer im Spektralmuster abgebildet. Die räumliche Verschiebung ist umso kleiner je grösser der zeitliche Anteil schlafstadiumsspezifischer EEG-Aktivität ist.

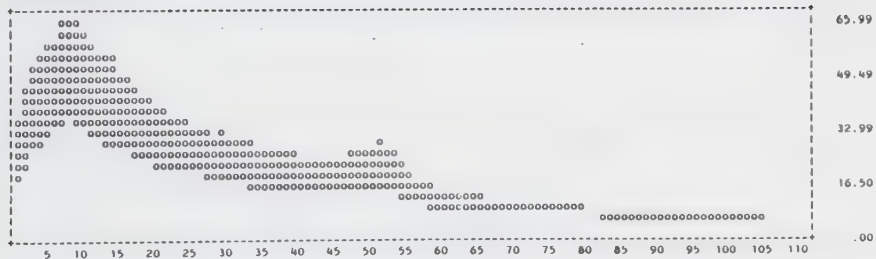
Die Abbildungen 74 bis 79 bilden - als Uebersicht über die Ergebnisse der einzelnen Schlafstadien - die gemittelten Spektralmusterprofile aller Spektralmuster pro Schlafstadium vor und nach der Reizdarbietung, sowie die Differenzen der gemittelten Spektralmusterprofile vor und nach der Reizdarbietung als Mass für die reizbedingten EEG-Veränderungen ab. Die deutlichste EEG-Reaktivität ist im Schlafstadium 2 (Abbildungen 74, 75) zu sehen: einerseits sind im α -Frequenzbereich (26-54 $\frac{1}{4}$ Hz Schritte) Kurzzeit-Fluktuationen der oberen Grenze der Spektralmuster nach der Reizdarbietung vorhanden (nicht für die untere Grenze), andererseits überwiegen die Anteile der oberen und unteren Grenzen der Spektralmuster vor der Reizdarbietung im δ - (1-10 (1=0.75 Hz) $\frac{1}{4}$ Hz Schritte) und θ -Band (10-26 $\frac{1}{4}$ Hz Schritte). Die EEG-Reaktivität im Schlafstadium 2 besteht demnach im Mittel aus einer eher längerfristigen Reduktion der langsamen Frequenzen (δ - und θ -Band) und einer zeitlich kurzen α -Aktivität (α -Frequenzband).

Zu ähnlichen Schlüssen führen die Ergebnisse des Schlafstadiums REM (Abbildungen 78, 79): im α -Frequenzbereich (26-54 $\frac{1}{4}$ Hz Schritte) treten ebenfalls Fluktuationen vorwiegend der oberen Spektralmustergrenze nach der Reizdarbietung auf. Die EEG-Reaktivität im Schlafstadium REM umfasst im Mittel v.a. eine deutliche α -Aktivität.

Die mittlere EEG-Reaktivität des Schlafstadium 3 ist in den Abbildungen 76 und 77 kaum festzustellen. Die Spektralmuster verändern sich im Mittel kaum durch die Reizdarbietung. Im Schlafstadium 3 ist die geringste EEG-Reaktivität zu beobachten.

Die eingangs formulierten Hypothesen 1-4, die eine reizspezifische, entwicklungs- und schlafstadiumsbedingte EEG-Reaktivität erwarten lassen, haben

NICHT-ABSTADIUM 2
MITTELWERT-PROFIL



SCHLAFSTADIUM 2
MITTELWERT-PROFIL

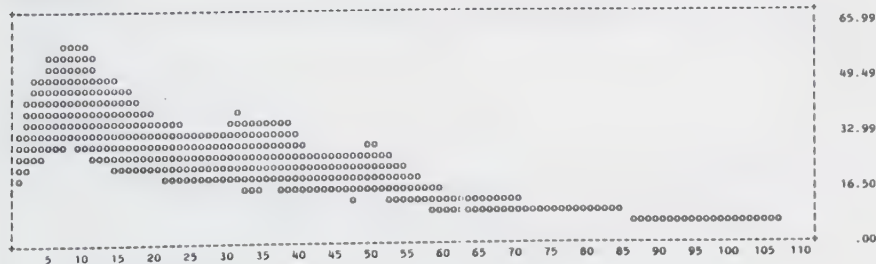
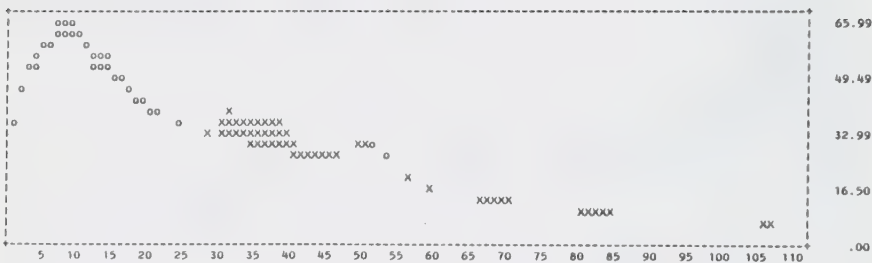


ABBILDUNG 74: Schlafstadium 2: Gemittelte Spektralmusterprofile
Der obere Teil der Darstellung zeigt das Profil von 278 Spektralmuster vor, der untere Teil das Profil von 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung. Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5 ($1=0.75$ Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

SCHLAFSTADIUM 2
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 1 (o) UND 2 (x) AE= 0.90



SCHLAFSTADIUM 2
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 3 (o) UND 4 (x) AE= 0.88

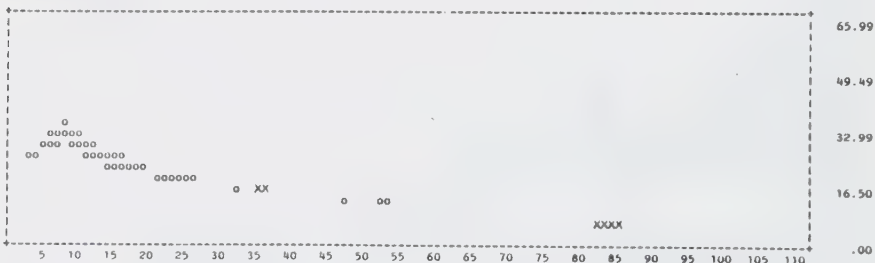
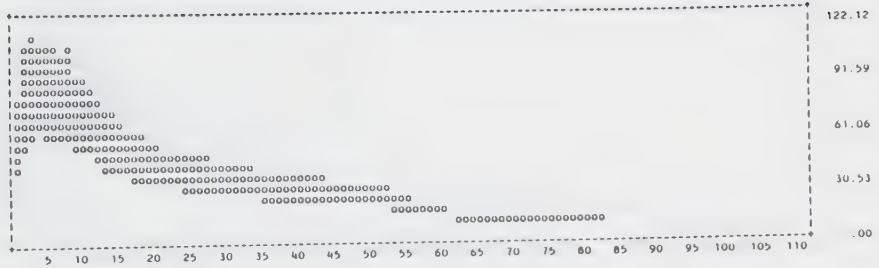


ABBILDUNG 75: Schlafstadium 2: Reizbedingte Veränderungen der gemittelten Spektralmusterprofile

Gezeigt ist im oberen Teil die Differenz der gemittelten Werte der oberen Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung. Im unteren Teil der Abbildung ist die Differenz der gemittelten Werte der unteren Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung dargestellt. Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5 (1=0.75 Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

SCHLAFSTADIUM 3
MITTELWERT-PROFILE



SCHLAFSTADIUM 3
MITTELWERT-PROFILE

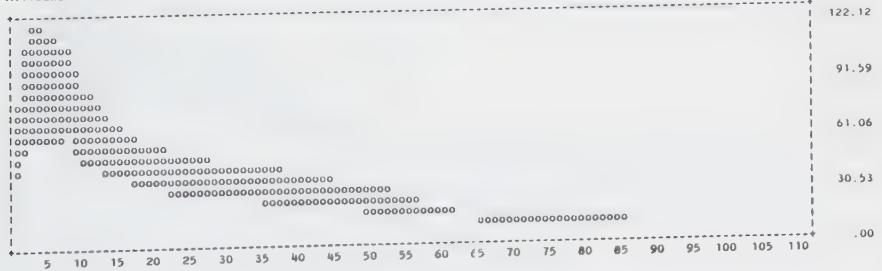
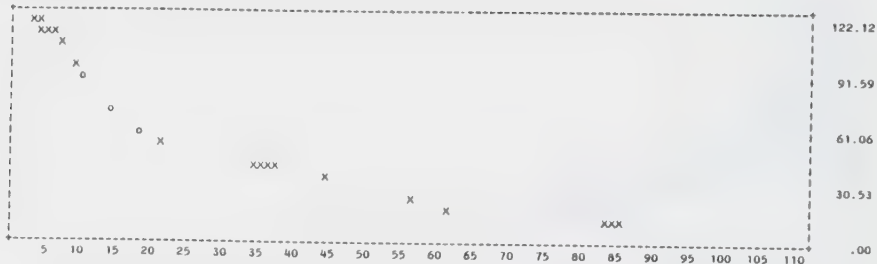


ABBILDUNG 76: Schlafstadium 3: Gemittelte Spektralmusterprofile
Der obere Teil der Darstellung zeigt das Profil von 278 Spektralmuster vor,
der untere Teil das Profil von 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung.
Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5
(1=0.75 Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

SCHLAFSTADIUM 3
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 1 (o) UND 2 (x) AE= 0.96



SCHLAFSTADIUM 3
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 3 (o) UND 4 (x) AE= 0.95

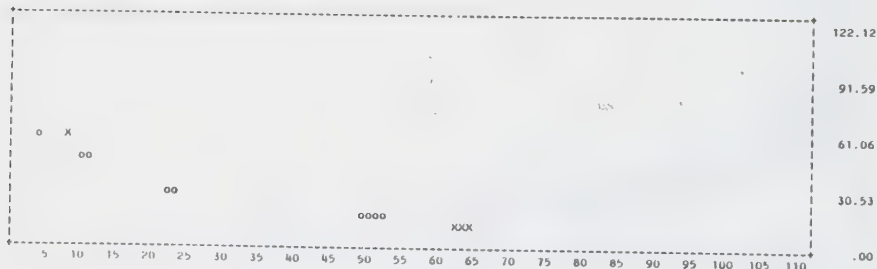
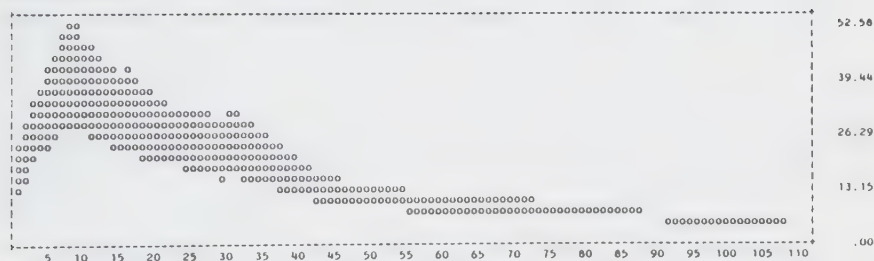


ABBILDUNG 77: Schlafstadium 3: Reizbedingte Veränderungen der gemittelten Spektralmusterprofile

Gezeigt ist im oberen Teil die Differenz der gemittelten Werte der oberen Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung. Im unteren Teil der Abbildung ist die Differenz der gemittelten Werte der unteren Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung dargestellt. Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5 (1=0.75 Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

SCHLAFSTADIUM REM
MITTELWERT-PROFILL



SCHLAFSTADIUM REM
MITTELWERT-PROFILL

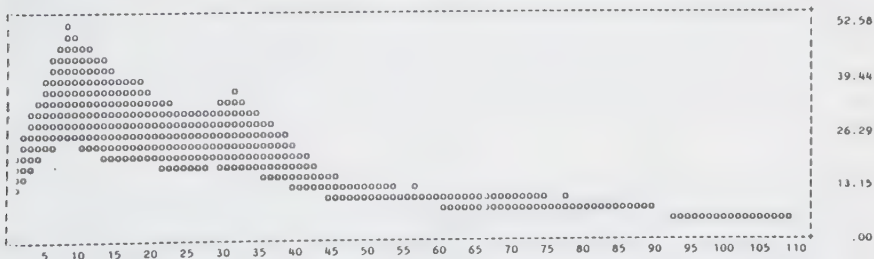
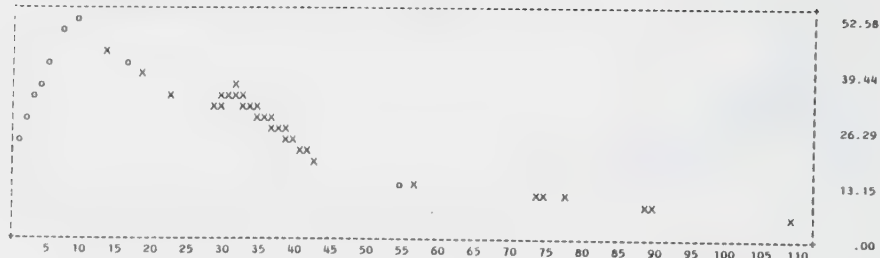


ABBILDUNG 78: Schlafstadium REM: Gemittelte Spektralmusterprofile
Der obere Teil der Darstellung zeigt das Profil von 278 Spektralmuster vor,
der untere Teil das Profil von 278 Spektralmuster nach der Reizdarbietung.
Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5
(1=0.75 Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

SCHLAFSTADIUM REM
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 1 (o) UND 2 (X) AE= 0.94



SCHLAFSTADIUM REM
MITTELWERT-PROFILE DER GRUPPEN 3 (o) UND 4 (X) AE= 0.91

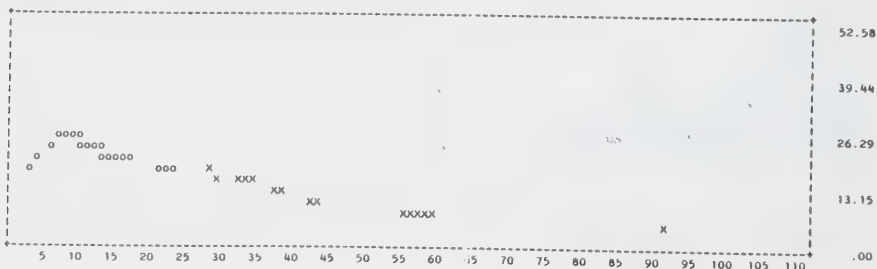


ABBILDUNG 79: Schlafstadium REM: Reizbedingte Veränderungen der gemittelten Spektralmusterprofile

Gezeigt ist im oberen Teil die Differenz der gemittelten Werte der oberen Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung. Im unteren Teil der Abbildung ist die Differenz der gemittelten Werte der unteren Grenze aller Spektralmuster vor (o) und nach (x) der Reizdarbietung dargestellt. Auf der Abszisse bezeichnen die Zahlen die $\frac{1}{4}$ Hz Schritte: δ -Band: 1-5 (1=0.75 Hz), 5-10; θ -Band: 10-26; α -Band: 26-54, β -Band: 54-110.

sich nur im Schlafstadium 2 tendenziell bestätigt: Die EEG-Reaktivitäten unter den semantisch sinnvollen Reizbedingungen (K,J,E) dauern tendenziell länger an (Hypothese 4). In den andern Schlafstadien 3 und REM lassen sich keine reizspezifischen EEG-Reaktivitäten nachweisen.

3.9 INDIVIDUELLE STABILITÄT DER SPEKTRALMUSTER

Zur Beantwortung der Frage nach der Individualität des EEGs im Schlaf wurden pro Versuchsperson für die Ableitungsnächte 1 und 2 je ein Spektralmuster (Kanal 8) der Schlafstadien 2, 3 und REM zufällig aus den 278 Spektralmustern vor der Reizdarbietung gewählt. Es ergaben sich 18 Spektralmuster-Paare für Schlafstadium 2, 23 Spektralmuster-Paare für Schlafstadium 3 und 16 Spektralmuster-Paare für Schlafstadium REM. Pro Schlafstadium und Versuchsperson existierten also zwei Spektralmuster. Mit dem Programm PROFIL (Version Muster) wurden für jedes Schlafstadium getrennt Ähnlichkeitskoeffizienten berechnet, sowohl innerhalb der Person (intra-individuell, zwischen den Spektralmustern der 1. und 2. Ableitungsnacht einer Person) und zwischen den Personen (inter-individuell). Die gewählten Frequenzbänder sind analog zu den vorherigen Auswertungen 0.75-1.75 Hz, 1.75-3.5 Hz, 3.5-7 Hz, 7-14 Hz und 14-28 Hz.

Die beiden Verteilungen der Gruppen von Ähnlichkeitskoeffizienten, intra-individuell (innerhalb der Person) und inter-individuell (zwischen den Personen), werden gegeneinander aufgetragen. Auf der X-Achse ist die Ähnlichkeit (0.0 bis 1.0) aufgetragen, die Y-Achse gibt die relativen Häufigkeiten (%) an. Da die beiden Verteilungen extrem unterschiedliche Gruppengrößen aufweisen (intra-individuell: 18 (Schlafstadium 2), 23 (Schlafstadium 3) und 16 (Schlafstadium REM); inter-individuell: 612, 1012 und 480 entsprechend für die einzelnen Schlafstadien), wurde als Signifikanztest auf Gleichheit der Verteilungen der Mann-Whitney-U-Test (Siegel, 1976) verwendet.

Abbildungen 80, 81 und 82 zeigen die Verteilungen der intra- und inter-individuellen Ähnlichkeiten für Schlafstadium 2 (Abbildung 80), Schlafstadium 3 (Abbildung 81) und Schlafstadium REM (Abbildung 82). Für die Schlafstadien 3 und REM gilt, dass die Ähnlichkeit der intra-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten deutlich grösser ist als diejenige der inter-individuellen Koeffizienten, d.h. dass die Spektralmuster der 1. und 2. Ableitungsnacht einer Person ähnlicher sind als die Spektralmuster zwischen den Personen. Im Schlafstadium 2 sind keine so deutlichen Unterschiede zwischen den beiden Verteilungen der Gruppen der intra- und inter-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten zu sehen, obwohl sich ein vergleichbarer Trend abzeichnet. Als Trennschärfe-Kriterium ist die Flächenüberschneidung (%) angegeben. Die Trennwerte von 54% (Schlafstadium 2), 32% (Schlafstadium 3) und 41% (Schlafstadium REM) stellen an sich keine besonders gute Trennschärfe dar. Dennoch ist das Ergebnis bemerkenswert, denn die EEG-Zustände weisen innerhalb eines definierten Schlafstadiums eine beträchtliche Variabilität auf, die sich sowohl in der nicht-sphärischen Form der einzelnen Cluster (v.a. der Schlafstadien 2 und REM) als auch in der Überlappung der Cluster der Schlafstadien äussert. Die typische nicht-sphärische Form der Cluster beruht möglicherweise gerade auf der individuellen Ausprägung des Schlaf-EEGs. Ferner ist zu berücksichtigen, dass die verglichenen Spektralmuster zu unterschiedlichen Zeitpunkten innerhalb des Schlafstadiums und des Schlafverlaufs (die ersten drei Zyklen) erhoben wurden. Zudem ist nur ein Kanal in der

REPRODUZIERBAKEIT SCHLAFSTADIUM 2 18 MUSTER TAG1 VS TAG2

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.414	18	0.412		INNERHALB DER GRUPPEN
0.378	612	0.386	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.380	630	0.386	####	TOTAL

TRENNSCHAEFER-KRITERIUM	TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHENUEBERSCHNEIDUNG	54.35 %	2.20	0.0138 (z)

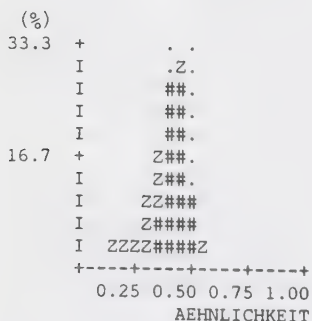


ABBILDUNG 80: Schlafstadium 2: Intra- und inter-individuelle Verteilung der Aehnlichkeitskoeffizienten

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums 2 vom ersten und zweiten Tag wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Versuchsperson (Tag1-Tag2) (...) und zwischen den Versuchspersonen (unabhängig vom Tag) (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Mann-Whitney-U-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (####) ist als Trennschärfe-Kriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet ist die statistischen Prüfgrösse (z).

REPRODUZIERBAKEIT SCHLAFSTADIUM 3 23 MUSTER TAG1 VS TAG2

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.444	23	0.451	...	INNERHALB DER GRUPPEN
0.327	1012	0.346	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.330	1035	0.348	####	TOTAL
-------	------	-------	------	-------

TRENNSCHAERFE-KRITERIUM	TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHENUEBERSCHNEIDUNG	31.60 %	5.29	0.0001 (z)

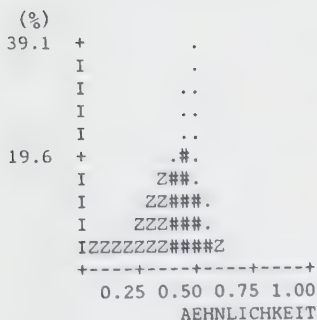


ABBILDUNG 81: Schlafstadium 3: Intra- und inter-individuelle Verteilung der Aehnlichkeitskoeffizienten

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums 3 vom ersten und zweiten Tag wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Versuchsperson (Tag1-Tag2) (...) und zwischen den Versuchspersonen (unabhängig vom Tag) (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Mann-Whitney-U-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (####) ist als Trennschärfe-Kriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet ist die statistischen Prüfgrösse (z).

REPRODUZIERBAKEIT SCHLAFSTADIUM REM 16 MUSTER TAG1 VS TAG2

MITTEL	N	MEDIAN	CODE	PROFIL-AEHNLICHKEITEN
0.439	16	0.447		INNERHALB DER GRUPPEN
0.370	480	0.380	ZZZZ	ZWISCHEN DEN GRUPPEN

0.372	496	0.381	####	TOTAL
TRENNSCHAERFE-KRITERIUM		TRENNWERT	STATISTIK	P
FLAECHENUEBERSCHNEIDUNG		40.56 %	3.78	0.0002 (z)

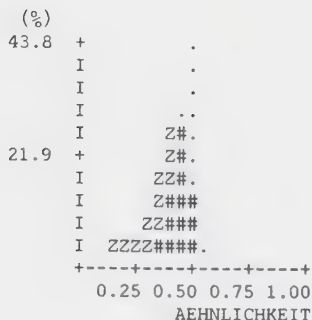


ABBILDUNG 82: Schlafstadium REM: Intra- und inter-individuelle Verteilung der Aehnlichkeitskoeffizienten

Die Aehnlichkeitskoeffizienten der Spektralmuster vor der Reizdarbietung des Schlafstadiums REM vom ersten und zweiten Tag wurden in zwei Mengen (Gruppen) aufgeteilt: innerhalb der Versuchsperson (Tag1-Tag2) (...) und zwischen den Versuchspersonen (unabhängig vom Tag) (zzz). Die beiden Verteilungen der Gruppen werden gegeneinander aufgetragen und statistisch miteinander verglichen (Mann-Whitney-U-Test). X-Achse: Aehnlichkeit, Y-Achse: relative Häufigkeit (%). Die Flächenüberschneidung (####) ist als Trennschärfe-Kriterium angegeben. Ebenfalls verzeichnet ist die statistischen Prüfgrösse (z).

Auswertung berücksichtigt, und es liegen auch keine Mehrfachmessungen am gleichen Tag vor wie das in den zitierten Wach-EEG-Arbeiten der Fall war (Stassen et. al., 1982; Stassen, 1985). Dass sich die Verteilung der intra-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten doch deutlich im Schlafstadium 3 und REM von der Verteilung der inter-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten abhebt, spricht für die individuelle Charakteristik des Schlaf-EEGs. Die Ergebnisse bestätigen weitgehend die eingangs formulierte Hypothese 5 - Individualität des Schlaf-EEGs - und sind ein Hinweis auf eine individuelle charakteristische Variabilität des Schlaf-EEGs und dessen zeitliche Stabilität.

a

Kapitel IV

DISKUSSION DER ERGEBNISSE

4.1 EEG-REAKTIVITAET

Ausgangslage der Auswertung bilden 278 Spektralmuster, basierend auf 70 sec konsekutiven EEG-Zeitreihen, der Schlafstadien 2, 3 und REM vor und nach der Reizdarbietung. Die Spektralmuster der Schlafstadien verteilen sich auf drei gut voneinander abgrenzbare schlafstadiumsspezifische vorgegebene Cluster. Die Spektralmuster nach der Reizdarbietung lassen eine sehr ähnliche räumliche Verteilung entstehen. Die drei schlafstadiumsspezifischen Cluster überlappen sich zwar mehr, sind aber annähernd gleich gut voneinander trennbar. Dieses Ergebnis weist darauf hin, dass einerseits der momentane EEG-Zustand innerhalb der gemessenen Dauer mehrheitlich erhalten bleibt, d.h. dass die EEG-Reaktivität kurz dauert und vom gerade aktuellen Schlafzustand wieder abgelöst wird. Und andererseits scheinen die Relationen zwischen den Punkten (Ähnlichkeiten zwischen den Spektralmustern) mehrheitlich stabil, d.h. bezogen auf die EEG-Reaktivität, dass sie eine kurzfristige, homogene EEG-Veränderung (α -Aktivität) darstellt. Die Analyse einzelner Schlafstadien bestätigt diese Interpretation. Im Schlafstadium 2 sind am häufigsten Veränderungen der EEG-Spektralmuster zu beobachten, die auf eine kurzfristige, aber auch längerfristige EEG-Reaktivität (α -Aktivität) schliessen lassen. Die EEG-Reaktivität im Schlafstadium 2 scheint auch tendenziell abhängig von der Verständlichkeit der dargebotenen Information: semantisch sinnvolle Sätze lösen eine länger andauernde EEG-Reaktivität aus als die Kontrollsätze. Die geringsten Veränderungen sind im Schlafstadium 3 zu finden. Die EEG-Reaktivität im Schlafstadium REM äussert sich in einer kurz dauernden α -Aktivität. In den Schlafstadien 3 und REM sind keine Tendenzen einer unterschiedlichen Verarbeitung der dargebotenen Information zu sehen.

Die schlafstadiumsbedingte unterschiedliche Ausprägung der EEG-Reaktivität deckt sich mit den Ergebnissen, die in Abhängigkeit des Schlafstadiums von unterschiedlichen Weckschwellen berichten. Die Weckschwellen der Schlafstadien 2 und REM sind ähnlich und liegen tiefer als jene der Schlafstadien 3 und 4 (Rechtschaffen et. al., 1966). In Uebereinstimmung mit anderen Arbeiten werden im Schlafstadium 3 im Vergleich zum Schlafstadium 2 und REM seltener durch die Reizdarbietung bedingte EEG-Zustandsänderungen beobachtet (Simon & Emmons, 1956b; McDonald et. al., 1975).

Vom Zustands-Wechsel-Modell werden kurzdauernde, im EEG sichtbare Fluktuationen als Anpassungsreaktion des Organismus auf eintreffende Information erwartet. Die Tatsache, dass 70 sec aufeinanderfolgende EEG-Zeitreihen als Auswertungsbasis aufgenommen wurden, macht es wahrscheinlich, dass die durch die Reizdarbietung verursachte und erwarteterweise kurze Auslenkung eingebettet ist in eine schlafstadiumsspezifische EEG-Aktivität, vorausgesetzt, dass die dargebotene Information zu wenig wichtig ist, als dass sie längerfristige EEG-Zustandsänderungen auslöst. Die Ähnlichkeit der beiden Projektionen der Schlaf-Cluster vor und nach der Reizdarbietung, als

auch die Ergebnisse in den einzelnen Schlafstadien, sind konsistent mit diesen Überlegungen.

Die Motivation als Erklärung der Ursache für die beobachteten kurzfristigen Zustandsänderungen des EEGs ist wahrscheinlich. Die Versuchspersonen wurden nicht speziell motiviert, auf die Stimuli zu achten. Es wurde keine Belohnung für korrekte Erinnerung an die Stimuli in Aussicht gestellt, noch wurde eine besondere Leistung, die Stimuli wahrzunehmen und zu erinnern, verlangt. Die zentrale Motivation der meisten Versuchspersonen zum Zeitpunkt des Experiments war zu schlafen. Wie erwähnt, passten sich die Versuchspersonen problemlos an die Laborsituation an, schliefen im Durchschnitt in wenigen Minuten ein und beurteilten ihren Schlaf im Labor mehrheitlich als gut bis sehr gut. Wo nachgefragt wurde, konnte mehrmals ein Schlafdefizit ausgemacht werden, was ohnehin die Schlafbereitschaft erhöht. Die Motivation, möglichst gut zu kooperieren und sich an die Stimuli zu erinnern, war nur bei einzelnen Versuchspersonen spontan vorhanden. Bei der Durchsicht der Abbildungen 38 - 43, 52 - 57 und 65 - 70 entsteht streckenweise der Eindruck, dass die beobachteten EEG-Zustandsänderungen individuell bedingt sind, dass bei einigen Versuchspersonen (VP 9, VP 17, VP 19, VP 21, VP 25, VP 29, VP 30) häufiger deutliche räumliche Verschiebungen auftreten, bei andern weit seltener. Die Vermutung liegt nahe, dass sich darin eine individuelle Motivation und Aufmerksamkeit ausdrückt, die auch teilweise mit der Erinnerungsleistung übereinstimmt. In Übereinstimmung mit dem Zustands-Wechsel-Modell ist anzunehmen, dass bei vermehrter Aufmerksamkeit auf die im Schlaf dargebotene Information (Motivation), z.B. durch die Aufforderung bei jedem gehörten Satz einen Knopf zu drücken (Lehmann & Koukkou, 1971) oder für jeden nach einem Stimulus betätigten Knopfdruck mit Geld belohnt zu werden (LeVere et. al., 1976), die EEG-Zustandsänderungen gesamthaft ausgeprägter ausfallen würden.

Die Lautstärke der Stimuli war oberhalb der Lautstärke eines normalen Unterhaltungsgesprächs einreguliert und ziemlich laut. Es ist abzuschätzen, dass mit einer Erhöhung der Lautstärke konsistentere EEG-Zustandsänderungen erzielt worden wären. Die Bestimmung der Lautstärke ist problematisch, da sie individuell determiniert ist und die Weckschwellen schlafstadiumsabhängig sind und im Verlauf der Nacht variieren (Rechtschaffen et. al., 1966). Die Lautstärke genügte hier zumindest teilweise um deutliche reaktive EEG-Veränderungen auszulösen. Die differentielle Verarbeitung der Stimuli ist allerdings mit einer Erhöhung der Lautstärke nicht gewährleistet.

Eine weitere mögliche Erklärung ist darin zu sehen, dass im Verlauf der Nacht vom ersten bis zum vierten Zyklus ein Power- und Kohärenzabfall in den einzelnen Schlafstadien zu beobachten ist (Feinberg et. al., 1980; Fujisawa, 1981; Borbély et. al., 1981; Lange et. al., 1984). So gesehen ist der Zeitpunkt der Reizdarbietung von Bedeutung. Inwieweit die Ergebnisse vom Zeitpunkt der Messung abhängig sind, ist schwer zu beurteilen, zumal die Reizdarbietung randomisiert und für alle Versuchspersonen zu ähnlichen Zeitpunkten dargeboten wurde.

Wiederholte Darbietung eines Stimulus kann zu einem Verschwinden der Orientierungsreaktion führen (Habituation). Von der Versuchsanordnung her war vorgesehen, dass jeder Stimulus 3-mal innerhalb von zwei Nächten wiederholt wurde. Bei massiven Artefakten konnte ein Stimulus im gleichen Stadium nochmals dargeboten werden. Habituation als Erklärung für die beobachteten EEG-Veränderungen scheint nicht sehr wahrscheinlich, denn drei Wiederholungen genügen kaum, und dieselben Stimuli wurden zudem in unter-

schiedlichen Schlafstadien resp. EEG-Zuständen dargeboten. Eine gewisse Anpassung an die Versuchssituation ist jedoch nicht auszuschliessen.

Tendenziell zeigt sich eine ausgeprägtere, länger dauernde EEG-Reaktivität auf semantisch sinnvolle Stimuli im Schlafstadium 2. Dieses Ergebnis unterstützt die Hypothese 4, dass die Kontrollstimuli den momentanen funktionellen Zustand weniger oder eben kurzfristiger verändern als die semantisch bedeutsamen Stimuli, und deckt sich mit den Arbeiten, die ebenfalls ähnliche Unterschiede der EEG-Reaktivität auf akustische Reize unterschiedlicher Bedeutung nachwiesen (Simon & Emmons, 1956; Oswald, 1966; Lehmann & Koukkou, 1971, 1974; McDonald et. al., 1975; Arons & Vasilieva, 1981). Im Schlafstadium 2 sind die beobachteten Veränderungen der EEG-Spektralmuster hingegen unabhängig vom semantischen Inhalt der sinnvollen Reize. Die Hypothese 2, die annimmt, dass Stimuli, die entwicklungsgeschichtlich abhängige Gedächtnisinhalte reaktivieren, zu ausgeprägteren EEG-Veränderungen in den entsprechenden entwicklungsbedingten funktionellen EEG-Zuständen (Schlafstadien) führen, wird durch die Resultate nicht betätigt, ebenso Hypothese 3, die aus Hypothese 2 abgeleitet ist.

In den andern beiden Schlafstadien 3 und REM sind keine regelhaften Unterschiede der EEG-Reaktivität in Abhängigkeit der Reizmodalität sinnvoll - sinnlos, noch in Abhängigkeit des semantischen Inhalts der sinnvollen Reize nachzuweisen. Die beobachtete EEG-Reaktivität ist reizunspezifisch. Wo in den Schlafstadien 3 und REM deutliche EEG-Zustandsänderungen beobachtet werden, hängt die unterschiedliche Bearbeitung der eintreffenden Information nicht konsistent von deren Verständlichkeit und semantischer Bedeutung ab. Das bedeutet, dass die sinnvollen semantisch unterschiedlichen Stimuli wie auch die sinnlosen Kontrollstimuli vom schlafenden Gehirn bezüglich ihrer Bedeutsamkeit ähnlich interpretiert und entsprechend verarbeitet wurden. Aufgrund der Ergebnisse der Schlafstadien 3 und REM können die Hypothesen 2, 3 und 4, die graduelle Unterschiede der EEG-Zustandsänderungen als Funktion der entwicklungsgeschichtlich-zustandsabhängigen und motivationalen Bedeutung und Verständlichkeit der Information formulieren, nicht bestätigt werden.

Für eine ausgeprägte EEG-Zustandsänderung ist neben der Motivation der Versuchsperson die subjektive Bedeutung der dargebotenen Information wichtig, die aber im Einzelfall nicht evaluiert wurde. Die sinnvollen Stimuli k und j wurden nicht individuell, sondern kollektiv bestimmt. Die Vermutung liegt nahe, dass der semantische Inhalt der sinnvollen Stimuli für die Versuchspersonen nicht verbindlich resp. nicht wichtig genug war. Laut Hypothese 1 ist zu erwarten, dass durch die motivationale Charakteristik der sinnvollen Stimuli unterschiedliches Gedächtnismaterial und unterschiedliche kognitive Strategien reaktiviert werden. Dies trifft aber nur dann zu, wenn der semantische Inhalt der Stimuli auch motivational, d.h. letztlich individuell von Bedeutung ist. Die beiden Stimuli k (Mutter-Kind Situation) und j (Schulsituation) können zwar allgemein und mit grosser Uebereinstimmung einer bestimmten Situation zugeschrieben werden, entbehren aber der für die einzelne Versuchsperson geltenden motivationalen Bedeutung, wie z.B. der eigene Name (Oswald et. al., 1960; McDonald et. al., 1975). In diesem Zusammenhang sind die eher erstaunlichen Ergebnisse von Arons & Vasilieva (1981) zu erwähnen, die signifikante Unterschiede der EEG-Veränderung auf den Reiz DIWAN (Bett) im Vergleich zu DISAN (sinnloses Wort) fanden. Das Wort 'Bett' hat offensichtlich einen allgemein verbindlichen Signalcharakter.

Die kognitive Verarbeitung der Stimuli widerspiegelt sich in den einzelnen Erinnerungen an die Reize, deren Wiedererkennen und in einzelnen Traumberichten. Die Einbettung der Stimuli in den Traum ist nur bei drei Träumen von zwei Versuchspersonen von insgesamt 23 spontan erinnerten Träumen von 15 Versuchspersonen festzustellen, ähnlich wie bei Beobachtungen aus anderen Berichten (Dement & Wolpert, 1958; Beigel, 1959), wobei aber zu berücksichtigen ist, dass hier keine Weckungen kurz nach der Reizdarbietung vorgenommen wurden. Die sinnvollen Stimuli k (Mutter-Kind) und j (Schule) werden spontan erinnert im Gegensatz zum sinnvollen Stimulus e (Erwachsener). Die spontane Erinnerung dieser Stimuli lässt vermuten, dass sie als bedeutsamer, allerdings nur von einigen Versuchspersonen, wahrgenommen werden. Eine Entsprechung ist im EEG nicht festzustellen.

4.2 INDIVIDUALITÄT DES SCHLAF-EEGS

Es ist gezeigt worden, dass in den Schlafstadien 3 und REM, aber auch tendenziell im Schlafstadium 2 der Vergleich zwischen den intra- und den inter-individuellen Ähnlichkeitskoeffizienten eine individuelle Charakteristik der EEG-Spektralmuster nahe legt. Die Individualität der Struktur des Schlafes wurde verschiedentlich hervorgehoben, teils als Beweis für die genetisch bedingte Zyklizität des Schlafes (Zung & Wilson, 1967; Webb, 1978; Webb & Campbell, 1983), oder aber als individuelle Charakteristik des Schlafverlaufs bei Erwachsenen (Williams et. al., 1964, 1966) oder bei Säuglingen (Dittrichova & Paul, Dittrichova, Paul & Vondracek, 1976). Erste Vermutungen über die individuelle Ausgestaltung des Schlaf-EEGs wurden von Berkhout & Walter (1968) formuliert, die eine Abnahme der individuellen Charakteristik des EEGs im Schlaf annahmen. Untersuchungen der Stabilität des Schlaf-EEGs, die EEG-Messungen aus mehreren aufeinanderfolgenden Nächten verglichen, belegen die individuelle Variabilität des Schlaf-EEGs (Johnson et. al., 1969; Johnson, 1977; Feinberg et. al., 1980). Zu ähnlichen Schlüssen kamen Molinari et. al. (1984), die aus ihren Ergebnissen schlossen, dass die individuelle Variabilität des Schlaf-EEGs gross ist. Die Ergebnisse einer gewissen individuellen Stabilität der EEG-Spektralmuster innerhalb von 24 Stunden decken sich mit den angeführten Arbeiten und weisen darauf hin, dass das Schlaf-EEG durch eine individuelle, charakteristische Variabilität gekennzeichnet ist.

Die Frage ist berechtigt, inwieweit, unabhängig von motivationalen Einflüssen, die Individualität des EEGs im Schlaf eine breite Streuung der durch die Reizdarbietung ausgelösten EEG-Zustandsänderungen bedingt. Die Frage lässt sich allerdings nicht eindeutig beantworten, dennoch ist zu vermuten, dass durch die individuelle Charakteristik des EEGs die vorliegenden Ergebnisse der EEG-Reaktivität mitverursacht sind.

4.3 KRITIK DES METHODISCHEN ANSATZES

Das Spektralmuster berücksichtigt sowohl die Spektralverteilung wie Kurzzeit-Fluktuationen des EEGs. Durch die Berechnung der Ähnlichkeiten zwischen den Spektralmustern und deren räumliche Konfiguration sowie die projizierte Darstellung der Relationen zwischen den Spektralmustern wird ermöglicht, strukturelle Eigenschaften des EEGs visuell direkt zu erkennen. Beispielsweise zeigt die Projektion der vorgegebenen Cluster der Schlafstadien 2, 3 und REM, dass die Ähnlichkeit der Spektralmuster innerhalb der Schlafstadien grösser ist als zwischen den Schlafstadien. Uebergangsbereiche zwischen den Schlafstadien werden dennoch durch die partielle Ueberlappung der Cluster sichtbar, wie sie sich auch in den quantitativen Kriterien der Schlafstadienbeschreibung ausdrücken. Wertvoll erscheint dieser Ansatz auch deshalb, weil die Bildung struktureller Klassen (Schlafstadien, vor oder nach der Reizdarbietung) möglich ist und zugleich die individuelle Lage jedes Punktes (Spektralmuster/Versuchsperson/Versuchsbedingung) ersichtlich ist.

Da im Spektralmuster sowohl die spektrale Verteilung mehrerer aufeinanderfolgender EEG-Zeitreihen als auch Kurzzeit-Fluktuationen abgebildet sind, können auch kurzfristige Veränderungen des EEGs erfasst werden. Veränderungen der EEG-Zustände nach der Reizdarbietung im Vergleich zu vorher äussern sich in den Spektralmustern in Abhängigkeit der Dauer von Kurzzeit-Fluktuationen und lassen sich als räumliche Verschiebung in den entsprechenden Projektionen darstellen. Die teilweise geringen räumlichen Verschiebungen in den Projektionen können durch die Eigenschaft der Spektralmuster erklärt werden, dass sie konsekutive EEG-Zeitreihen von 70 sec Dauer umfassen. Kurz dauernde EEG-Reaktivitäten, die vom vorherigen Schlafzustand abgelöst werden, bedingen Spektralmuster, die denjenigen vor der Reizdarbietung gerade durch ihren schlafspezifischen Anteil ähnlich sind, was sich dann auf die räumliche Lokalisation auswirkt. Die Reaktivität erhält dadurch, dass sie kurzfristig ist, zu wenig Gewicht. Z.B. wenn als EEG-Reaktivität Fluktuationen im α -Frequenzband erwartet werden, könnte dieses Frequenzband 7-14 Hz stärker gewichtet und die EEG-Reaktivität damit überbetont werden. Das würde sich dann als grössere räumliche Verschiebung auswirken. Dadurch dass in den Spektralmustern längere Zeitabschnitte eingehen, lässt sich in diesem Fall das Zurückpendeln in den vorherigen Schlafzustand zeigen. Hingegen können keine präzisen Angaben über die Dauer der Reaktivität gemacht werden, ausser, dass sie offensichtlich von kurzer Dauer (in der Regel wenige Sekunden) ist. Die direkte Vergleichbarkeit der Dauer der EEG-Reaktivität als Kriterium für die ausgelöste EEG-Zustandsänderung ist nicht möglich. In diesem Sinne eignet sich der Ansatz nicht, um kurzfristige Fluktuationen im Schlaf genau zu bestimmen. Hingegen sind längerfristige EEG-Veränderungen im Messintervall von 70 sec durchaus identifizierbar und äussern sich als deutliche räumliche Verschiebung in den Cluster-Projektionen.

Verfeinert und verbessert kann der Ansatz in diesem konkreten Fall durch die Verwendung von mehreren Kanälen (Stassen et. al., 1982), aufeinanderfolgenden Epochen gleicher Länge (20 sec) und eventuell von mehreren Spektralmustern pro Versuchsperson werden. Das Spektralmuster erweist sich als empfindliches und geeignetes Mass für die Darstellung von EEG-Zuständen und in beschränktem Ausmass auch für die Darstellung von reaktiven Veränderungen des EEGs.

LITERATURNACHWEIS

- Arkin, A.M. & Antrobus, J.S. The effects of external stimuli applied prior to and during sleep on sleep experience. In: Arkin, A.M., Antrobus, J.S. & Ellman, S.J. (Eds.). *The mind in sleep*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1978, 351-391.
- Arons, E.K. & Vasilieva, V.M. Electroencephalic correlates of differentiating verbal stimuli during natural night sleep in humans. *Zurnal vyssej nevrnoj dejatel'nosti Imeni I.P. Pavlova*, 1981, 31, 839-842.
- Beh, H.C. & Barratt, P.E.H. Discrimination and conditioning during sleep as indicated by the electroencephalogram. *Science*, 1965, 147, 1470-1471.
- Beigel, H.G. Mental processes during the production of dreams. *Journal of Psychology*, 1959, 47, 171-187.
- Berger, R.J. Experimental modification of dream content by meaningful verbal stimuli. *British Journal of Psychiatry*, 1963, 109, 722-740.
- Berkhout, J. and Walter, D. Temporal stability and individual differences in the human EEG: an analysis of variance of spectral values. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1968, 15, 165-168.
- Bodenstein, G. Analyse bioelektrischer Hirnaktivität. Dissertation in Mathematik & Naturwissenschaften, Georg-August Universität Göttingen, 1976.
- Borbély, A.A. Das Geheimnis des Schlafs. Neue Wege und Erkenntnisse der Forschung. Stuttgart: Deutsche Verlags-Anstalt, 1984.
- Borbély, A.A., Baumann, F., Brandeis, D., Strauch, I. & Lehmann, D. Sleep deprivation: effect on sleep stages EEG power density in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1981, 51, 483-493.
- Broughton R. & Gastaut, H. Memory and sleep. In: Koella, W.P. & Levin, P. (Eds.). *Sleep. Physiology, biochemistry, psychology, pharmacology, clinical implications*. Basel: S. Karger, 1973, 53-58.
- Brown, T.C., Brown, C.G. & Hardin, J.C. Program for the analysis of time series. NASA TM X-2988, 1974.
- Bruce, D.J., Evans, C.R., Fenwick, P.B.C. & Spencer, V. Effects of presenting novel verbal material during slow-wave sleep. *Nature*, 1970, 225, 873-874.
- Burger, D., Catani, P. & West, J. Multidimensional analysis of sleep electrophysiological signals. *Journal of Biological Cybernetics*, 1977, 26, 131-139.

- Bustamante, J.A., Jordán, A., Vila, M., González, A. & Insua, A. State dependent learning in humans. *Physiology and Behavior*, 1970, 5, 793-796.
- Clauss, G. & Ebner, H. *Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner, Bd. 1. Grundlagen*. Frankfurt a.M.: Verlag Harri Deutsch, 1982 (4.Aufl.).
- Cobb, J.C., Evans, F.J., Gustafson, L.A., O'Connell D.N., Orne, M.T. & Shor, R.E. Specific motor response during sleep to sleep-administered meaningful suggestions: an exploratory investigation. *Perceptual and Motor Skills*, 1965, 20, 629-636.
- Conen, V. **PROFIL. Programmbeschreibung**. Interner Report, Psychiatrische Universitätsklinik Zürich, 1983.
- Conen, V. **STEPCLUS. Programmbeschreibung**. Interner Report, Psychiatrische Universitätsklinik Zürich, 1985.
- Cooper, R., Osselton, J.W. & Shaw, J.C. **Elektroencephalographie: Technik und Methoden**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1978 (2.Aufl.). (Original: EEG Technology (2nd edition), 1974)
- Davis, H. & Davis, P. Action potentials of the brain in normal persons and in normal states of cerebral activity. *Archives of Neurology and Psychiatry*, 1936, 36, 1214-1224.
- Dement, W. & Kleitman, N. Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility, and dreaming. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1957, 9, 673-690.
- Dement, W. & Wolpert, E.A. The relation of eye movements, body motility and external stimuli to dream content. *Journal of Experimental Psychology*, 1958, 55, 543-553.
- Dieker, H. Untersuchungen zur Genetik besonders regelmässiger hoher Alpha-Wellen im EEG des Menschen. *Humangenetik*, 1967, 4, 189-216.
- Dittrichová, J. & Paul, K. Stability of individual differences during paradoxical sleep in infants. *Activitas Nervosa Superior*, 1975, 17, 49.
- Dittrichová, J., Paul, K. & Vondráček, J. Individual differences in infants' sleep. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 1976, 18, 182-188.
- Dolce G. & Decker, H. Application of multivariate statistical methods in analysis of spectral values of the EEG. In: Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). **CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975, 157-171.
- Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). **CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975.
- Dolce, G. & Waldeier, H. Spectral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1974, 36, 577-584.

- Dumermuth, G. Variance spectra of electroencephalograms in twins. A contribution to the problem of quantification of EEG background activity in childhood. In: Kellaway, P. & Petersén, I. (Eds.). **Clinical electroencephalography of children**. Stockholm: Almqvist & Wiksell, 1968, 119-145.
- Dumermuth, G. Section II. Numerical spectral analysis of the electroencephalogram. **Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology**, Vol. 5A. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company, 33-60, 1973.
- Dumermuth, G. Fundamentals of spectral analysis in electroencephalography. In: Rémond, A. (Ed.). **EEG informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing**. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company, 1977, 83-105.
- Dumermuth, G., Lange, B., Lehmann, D., Meier, C.A. Spectral power and coherence in all-night sleep EEG in healthy adults. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 1983, 55, 19P.
- Dumermuth, G., Lange, B., Lehmann, D., Meier, C.A., Dinkelmann, R. & Molinari, L. Spectral analysis of all-night sleep EEG in healthy adults. **European Neurology**, 1983, 22, 322-339.
- Dumermuth, G., Walz, W., Scollo-Lavizzari, G. & Kleiner, B. Spectral analysis of EEG activity in different sleep stages in normal adults. **European Neurology**, 1972, 7, 265-296.
- Etévenon, P. Etude methodologique de l'électroencephalographie quantitative application a quelques exemples. Dissertation in Naturwissenschaften, Université Pierre et Marie Curie, Paris, 1977.
- Evans, F.J., Gustafson, L.A., O'Connell D.N., Orne, M.T. & Shor, R.E. Response during sleep with intervening waking amnesia. **Science**, 1966, 152, 666-667.
- Evans, F.J., Gustafson, L.A., O'Connell D.N., Orne, M.T. & Shor, R.E. Sleep-induced behavioral response. Relationship to susceptibility to hypnosis and laboratory sleep patterns. **Journal of Nervous and Mental Disease**, 1969, 148, 467-476.
- Evans, F.J., Gustafson, L.A., O'Connell D.N., Orne, M.T. & Shor, R.E. Verbally induced behavioral response during sleep. **Journal of Nervous and Mental Disease**, 1970, 150, 171-187.
- Feinberg, I., Fein, G. & Floyd, T.C. Period and amplitude analysis of NREM EEG in sleep: Repeatability of results in young adults. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 1980, 48, 212-221.
- Fink, M. Cerebral electrometry - quantitative EEG applied to human psychopharmacology. In: Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). **CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975, 271-288.

- Frost, J.D. A sleep-analysis system as a model of automation of clinical electroencephalography. In: Kellaway, P. & Petersén, I. (Eds.). *Automation of clinical electroencephalography*. New York: Raven Press, 1973, 31-43.
- Fujisawa, K. Temporal and spatial features of analytical EEGs during sleep. In: Yamaguchi, N. & Fujisawa, K. (Eds.). *Recent advances in EEG and EMG data processing*. Amsterdam: Elsevier/North-Holland Biomedical Press, 1981, 155-162.
- Gasser, T. Statistical handling of EEG-data. *Pharmakopsychiatrie*, 1979, 12, 210-219.
- Gasser, T. & Möcks, J. Graphical representation of multidimensional EEG data and classificatory aspects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1983, 55, 609-612.
- Gath, I. & Bar-On, E. Computerized method for scoring of polygraphic sleep recordings. *Computer Programs in Biomedicine*, 1980, 11, 217-223.
- Gath, I. & Bar-On, E. Classical sleep stages and the spectral content of the EEG signal. *International Journal of Neuroscience*, 1983, 22, 147-156.
- Goldstein, L. Is a man, a man, a man? (or: is an EEG, an EEG, an EEG?) some remarks on the Homogeneity of "normal subjects". *Pharmakopsychiatrie*, 1979, 12, 74-78.
- Goodwin, D.W., Powell, B., Bremer, D., Hoine, H. & Stern, J. Alcohol and recall: state-dependent effects in man. *Science*, 1969, 163, 1358-1360.
- Granda, A. & Hammack, J.T. Operant behavior during sleep. *Science*, 1961, 133, 1485-1486.
- Grass, P. Eine Methode zur objektiven Bestimmung von individuellen EEG-Schlaf-Zuständen und deren Klassifikation. Dissertation in Humanmedizin, Universität Marburg, 1985.
- Grosveld, F.M., Jansen, B.H., Hasman, A. and Vissier, S.L. La reconnaissance des individus à l'intérieur d'un groupe de 16 sujets normaux. *Revue d'Electroencéphalographie et de Neurophysiologie Clinique*, 1976, 6, 290-294.
- Hawkes, C.H. and Prescott, R.J. EEG variation in healthy subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1973, 34, 197-199.
- Henry, C.E. Electroencephalographic individual differences and their constancy: I. during sleep. *Journal of Experimental Psychology*, 1941a, 29, 117-132.
- Henry, C.E. Electroencephalographic individual differences and their constancy: II. during waking. *Journal of Experimental Psychology*, 1941b, 29, 236-247.
- Herrmann, Fichte & Kubicki Mathematische Rationale für die klinischen EEG Frequenzbänder. 1. Faktorenanalyse mit EEG-Powerspektralschätzungen zur Definition von Frequenzbändern. *EEG-EMG*, 1978, 9, 146-154.

- Heuschert, D. EEG-Untersuchungen an eineiigen Zwillingen im höheren Lebensalter. *Zeitschrift für menschliche Vererbung und Konstitutionslehre*, 1963, 37, 128-172.
- Itil, T.M. Digital comuter period analysed EEG in psychiatry and psychopharmacology. In: Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). *CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975, 289-308.
- Jansen, B.H. and Hasman, A. Quantification of EEG variability. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 1978, 9, 301-309.
- Johnson, L.C. The EEG during sleep as viewed by a computer. In: Rémond, A. (Ed.). *EEG informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing*. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company, 1977, 385-406.
- Johnson, L.C., Lubin, A., Naitoh, P., Nute, C. & Austin, M. Spectral analysis of the EEG of dominant and non-dominant alpha subjects during waking and sleeping. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1969, 26, 361-370.
- Juel-Nielsen, N. and Harvald, B. The electroencephalogram in unipolar twins brought up appart. *Acta genetica*, 1958, 8, 57-64.
- Kennard, M.A. and Schwartzman, A.E. A longitudinal study of electroencephalographic frequency patterns in mental hospital patients and normal controls. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1957, 9, 263-274.
- Koukkou, M. & Lehmann, D. EEG and memory storage in sleep experiments with humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1968, 25, 455-562.
- Koukkou, M. & Lehmann, D. Psychophysiologie des Träumens und der Neurosentherapie: Das Zustands-Wechsel-Model, eine Synopsis. *Fortschritte der Neurologie und Psychiatrie und ihrer Grenzgebiete* 1980a, 48, 324-350.
- Koukkou, M. & Lehmann, D. Brain functional states: determinants, constraints and implications. In: Koukkou, M., Lehmann, D. & Angst, J. (Eds.). *Functional states of the brain: their determinants*. Amsterdam: Elsevier/North-Holland Biomedical Press, 1980b, 13-19.
- Koukkou, M. & Lehmann, D. Dreaming: the functional state-shift hypothesis, a neuropsychophysiological model. *British Journal of Psychiatry*, 1983, 142, 221-231.
- Koukkou, M., Lehmann, D. & Zimmer, D. EEG spectra of humans reflect quality of verbal learning. *Neuroscience Letters Supplement*, 1978, 1, 248.
- Künkel, H. Historical review of principal methods. In: Rémond, A. (Ed.). *EEG informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing*. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company, 1977, 9-25.

- Kruskal, J.B., Young, F.W. & Seery, J.B. How to use KYST-2A. A very flexible program to do multidimensional scaling and unfolding (extensions by H.H. Stassen). Murray Hill: Bell Laboratories, 1978.
- Kubicki, St. The representation of sleep in visual EEG scoring. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1983, 55, 21P.
- Kubicki, St., Herrmann, W.M., Höller, L. & Scheuler, W. Kritische Betrachtungen zu den Regeln von Rechtschaffen und Kales über die visuelle Auswertung von EEG-Schlafableitungen. *EEG-EMG*, 1982, 13, 51-60.
- Lange, B., Dumermuth, G., Lehmann, D. & Meier, C.A. Temporal dynamics of spectral EEG parameters during nocturnal sleep in healthy adults. *EEG-EMG*, 1984, 15, 38-44.
- Larsen, L.E., Ruspini, E.H., McNew, J.J., Walter, D.O. & Adey, W.R. Classification and discrimination of the EEG during sleep. In: Kellaway, P. & Petersén, I. (Eds.). *Automation of clinical electroencephalography*. New York: Raven Press, 1973, 243-268.
- Larsen, L.E. & Walter, D.O. On automatic methods of sleep staging by EEG spectra. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1970, 28, 459-467.
- Lehmann, D., Brown, W.S. & Mätzener, C. Hirnpotentiale evoziert durch homophone Wörter: Topographische Unterschiede durch Verb- und Substantiv-Bedeutung. *Nervenarzt*, 1979, 50, 147-153.
- Lehmann, D. & Koukkou, M. Das EEG des Menschen beim Lernen von neuem und bekanntem Material. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 1971, 215, 22-32.
- Lehmann, D. & Koukkou, M. Learning and EEG during sleep in humans. In: Koella, W.P. & Levin, P. (Eds.). *Sleep. Physiology, biochemistry, psychology, pharmacology, clinical implications*. Basel: S. Karger, 1973, 43-47.
- Lehmann, D. & Koukkou, M. Computer analysis of EEG wakefulness-sleep patterns during learning of novel and familiar sentences. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1974, 37, 73.
- LeVere, T.E., Davis, N., Mills, J. & Berger, E.H. Arousal from sleep: the effects of the cognitive value of auditory stimuli. *Physiological Psychology*, 1976, 4, 376-382.
- Lim, A.J. & Winters, W.D. A practical method for automation real-time EEG sleep state analysis. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 1980, 27, 212-220.
- Loomis, A., Harvey, E. & Hobart, G. Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials. *Journal of Experimental Psychology*, 1937, 21, 127-144.
- Lykken, D.T. Research with twins: The concept of emergence. *Psychophysiology*, 1982, 19, 361-373.

- Lykken, D.T., Tellegen, A. and Iacono, W.G. EEG spectra in twins: Evidence for a neglected mechanism of genetic determination. *Physiological Psychology*, 1982, 10, 60-65.
- Lykken, D.T., Tellegen, A. and Thorkelson, K. Genetic determination of the EEG frequency spectra. *Biological Psychology*, 1974, 1, 245-259.
- Martin, W.B., Johnson, L.C., Viglione, S.S., Naitoh, P., Joseph, R.D. & Moses, J.D. Pattern recognition of EEG-EOG as a technique for all-night sleep stage scoring. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1972, 32, 417-427.
- Matoušek, M., Arvidsson, A. and Friberg, S. Serial quantitative electroencephalography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1979, 47, 614-622.
- Matoušek, M. & Petersén, I. Frequency analysis of the EEG in normal children and adolescents. In: Kellaway, P. & Petersén, I. (Eds.). *Automation of clinical electroencephalography*. New York: Raven Press, 1973, 75-102.
- McDonald, D.G., Schicht, W.W., Frazier, R.E., Shallenberger, H.D. & Edwards, D.J. Studies of information processing in sleep. *Psychophysiology*, 1975, 12, 624-429.
- Meshkova, T.A. and Ravich-Shcherbo, V. Role of genotype in determination of individual specific features of the resting EEG. *Human Physiology*, 1978, 4, 418-426.
- Molinari, L., Dumermuth, G. & Lange, B. EEG-based multivariate statistical analysis of sleep stages. *Neuropsychobiology*, 1984, 11, 140-148.
- Neisser, U. *Cognition and reality*. San Francisco: Freeman, 1976.
- Öhman, A. The orienting response, attention and learning: an information-processing perspective. In: Kimmel, H.D. van Olst, E.H. & Orlebeke, J.F. (Eds.). *The orienting reflex in humans*. Hilldale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1979, 443-471.
- Oltman, P.K., Goodenough, D.R., Koulack, D., Maclin, E., Schroeder, H.R. & Flannagan, M.J. Short-term memory during stage-2 sleep. *Psychophysiology*, 1977, 14, 439-444.
- Oswald, I. Some psychophysiological features of human sleep. In: Akert, K., Bally, C. & Schädé, J.P. (Eds.). *Sleep mechanisms*. Amsterdam: Elsevier, 1965.
- Oswald, I., Taylor, A.M. & Treisman, M. Discriminative responses to stimulation during human sleep. *Brain*, 1960, 83, 440-457.
- Otis, L.S. Dissociation and recovery of a response learned under the influence of chlorpromazine or saline. *Science*, 1964, 143, 1347-1348.
- Otto, E., Bräuer, D. & Wilhelm, M. Merkmalscharakteristik, varianzanalytische Abgrenzung und diskriminanzanalytische Klassifikation von EEG-Aktivitätsmustern im Schlaf des Menschen. *Acta Biologica et Medica Germanica*, 1977, 36, 1113-1131.

- Overton, D.A. State-dependent learning produced by alcohol and its relevance to alcoholism. In: Kissin, B. & Begleiter, H. (Eds.). **The biology of alcoholism**, Vol. 2. Physiology and behavior. New York: Plenum Press, 1972, 193-217.
- Overton, D.A. State-dependent learning produced by addicting drugs. In: Fischer, S. & Freedman, A.M. (Eds.). **Opiate addiction: origins and treatment**. Washington, D.C.: Winston & Sons, 1973a, 61-75.
- Overton, D.A. State-dependent retention of learned responses produced by drugs. In: Koella, W.P. & Levin, P. (Eds.). **Sleep. Physiology, biochemistry, psychology, pharmacology, clinical implications**. Basel: S. Karger, 1973b, 48-53.
- Overton, D.A. Major theories of state dependent learning. In: Ho, B.T., Richards, D.W. & Chute, D.L. (Eds.). **Drug-discrimination and state dependent learning**. New York: Academic Press, 1978, 283-318.
- Overton, D.A. Drug discrimination training with progressively lowered doses. *Science*, 1979, 205, 720-721.
- Pöppel, S.J. Computer allocation rules for automatic EEG-classification. In: Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). **CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975, 202-215.
- Pusakulich, R.L. & Nielson, H.C. Cue use in state-dependent learning. *Physiological Psychology*, 1976, 4, 421-428.
- Rappelsberger, P. **Spektrale Kurzzeitanalyse stochastischer Signale zur Auswertung von Electroencephalogrammen**. Dissertation der Technischen Wissenschaften, Technische Universität, Wien, 1977.
- Ray, W.J. & Cole, H.W. EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. *Science*, 1985, 228, 750-752.
- Rechtschaffen, A., Hauri, P. & Zeitlin, M. Auditory awakening thresholds in REM and NREM sleep stages. *Perceptual and Motor Skills*, 1966, 22, 927-942.
- Rechtschaffen, A. & Kales, A. (Eds.), Berger, R.J., Dement, W.C., Jacobson, A., Johnson, L.C., Jouvet, M., Monroe, L.J., Oswald, I., Roffwarg, H.P., Roth, B. & Walter, R.D. **A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects**. Washington, D.C.: Public Health Service, U.S. Government Printing Office, 1968.
- Rémond, A. An EEGer's approach to automatic data processing. In: Dolce, G. & Künkel, H. (Eds.). **CEAN: Computerized EEG analysis. Symposium of the Merk'sche Gesellschaft fuer Kunst und Wissenschaft**. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1975, 128-136.
- Rémond, A. (Ed.). **EEG informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing**. Amsterdam: Elsevier Scientific publishing company, 1977.

- Rösler, F. III. Statistische Verarbeitung von Biosignalen: Die Quantifizierung hirnelektrischer Signale. In: Baumann, U., Barbalk, H. & Seidenstücker, G. (Hrsg.). *Klinische Psychologie: Trends in Forschung und Praxis*, Bd. 3. Bern: Hans Huber, 1980, 112-156.
- Roessler, R., Collins, F. & Ostman, R. A period analysis classification of sleep stages. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1970, 29, 358-366.
- Shepard, R.N. The analysis of proximities: multidimensional scaling with unknown distance function. *Psychometrika*, 1962, 27, 125-140, 219-246.
- Shiffrin, R.M. & Schneider, W. Controlled and automatic human information processing: II. perceptual learning, automatic attending and a general theory. *Psychological Review*, 1977, 84, 127-190.
- Shimizu, A., Takehashi, H., Sumitsuji, N., Tanaka, M., Yoshida, I. & Kaneko, Z. Memory retention of stimulations during REM and NREM stages of sleep. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1977, 43, 658-665.
- Siegel, S. *Nichtparametrische statistische Methoden*. Frankfurt a.M.: Fachbuchhandlung für Psychologie, Verlagsabteilung, 1976.
- Simon, C.W. & Emmons, W.H. EEG, consciousness and sleep. *Science*, 1956a, 124, 1066-1069.
- Simon, C.W. & Emmons, W.H. Responses to material presented during various levels of sleep. *Journal of Experimental Psychology*, 1956b, 51, 89-97.
- Smith, J.R., Funke, W.F., Yeo, W.C. & Ambuehl, R.A. Detection of human sleep EEG waveforms. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1975, 38, 435-437.
- Smith, J.R. & Karacan, I. EEG sleep stage scoring by an automatic hybrid system. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1971, 31, 231-237.
- Sokolov, E.N. The neuronal mechanisms of the orienting reflex. In: Sokolov, E.N. & Vinogradova, O.S. (Eds.). *Neuronal mechanisms of the orienting reflex*. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1975.
- Stassen, H.H. Computerized recognition of persons by EEG spectral patterns. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1980, 49, 190-194.
- Stassen, H.H. *Ein EEG-Informationssystem zur Untersuchung der Langzeitstabilität von EEG-Spektralmustern*. Dissertation in Mathematik, Universität Zürich, 1983.
- Stassen, H.H. The similarity approach to EEG analysis. *Methods of Information in Medicine*, 1985, 24, 200-212.

- Stassen, H.H., Günter, R. & Bomben, G. Longterm stability of EEG: computerized recognition of person by EEG spectral patterns. *Proceedings of the 6th International Conference on Pattern Recognition*, 1982.
- Stassen, H.H., Günter, R. & Bomben, G. Das Programmsystem MASTER.EEG. Ein System zur Analyse von EEG-Zeitreihen, zur Verwaltung der EEG-Datenbank und für Strukturuntersuchungen an EEG-Spektralmustern. Zürich, 1983 (Version 6.3).
- Strauch, I. I. Neue Ergebnisse der experimentellen Traumforschung. In: Baumann, U., Barbalk, H. & Seidenstücker, G. (Hrsg.). *Klinische Psychologie: Trends in Forschung und Praxis*, Bd. 4. Bern: Hans Huber, 1981, 22-47.
- Strauch, I. & Schneider-Düker, M. The effects of meaningful auditory stimuli upon awakening thresholds. *Waking and Sleeping*, 1978, 2, 93-100.
- Strauch, I., Schneider-Düker, M., Zayer, H., Heine, H.W., Heine, I., Lang, R. & Müller, N. Der Einfluss sinnvoller akustischer Signale auf das Schlafverhalten. *Archiv für Psychologie*, 1976, 128, 75-95.
- Swenson, R.A. & Tucker, D.M. Multivariate analysis of EEG coherence: stability of the metric, individual differences in patterning and response to arousal. *Biological Psychology*, 1983, 17, 59-75.
- Tani, K. & Yoshii, N. Efficiency of verbal learning during sleep as related to the EEG pattern. *Brain Research*, 1970, 17, 277-285.
- Tautermannová, M. The relation between inter and intraindividual differences in infants. *Activitas Nervosa Superior*, 1975, 17, 48.
- Tilley, A.J. Sleep learning during stage 2 and REM sleep. *Biological Psychology*, 1979, 9, 155-161.
- Travis, L.E. Do brain waves have individuality? *Science*, 1936, 84, 532-533.
- Travis, L.E. How consistent are an individual's brain potentials from day to day? *Science*, 1937, 85, 223-224.
- Van Dis, H. Corner, M., Dapper, R., Hanewald, G. and Kok, H. Individual differences in the human electroencephalogram during quiet wakefulness. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1979, 47, 87-94.
- Vannier, W.M., Othmer, E., Othmer, S. & Fishman, P. Development of an automatic sleep EEG analysis and staging system. *AFIPS - Conference Proceedings*, 1981, bd;50, 459-462.
- Viglione, S.S. & Martin, W.B. Automatic analysis of EEG for sleep staging. In: Kellaway, P. & Petersén, I. (Eds.). *Automation of clinical electroencephalography*. New York: Raven Press, 1973, 243-268.
- Vogel, F. The genetic basis of the normal human Electroencephalogram (EEG). *Humangenetik*, 1970, 10, 91-114.
- Webb, W.B. The sleep of conjoined twins. *Sleep*, 1978, 1, 205-211.

- Webb, W.B., & Campbell, S.S. Relationship in sleep characteristics of identical and fraternal twins. *AMA Archives of General Psychiatry*, 1983, 40, 1093-1095.
- Williams, H.L., Hammack, J.T., Daly, R.L., Dement, W.C. & Lubin, A. Responses to auditory stimulation, sleep loss and the EEG stages of sleep. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1964, 16, 269-279.
- Williams, R.L., Agnew, H.W. & Webb, W.B. Sleep pattern in young adults: An EEG study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1964, 17, 376-381.
- Williams, R.L., Agnew, H.W. & Webb, W.B. Sleep pattern in young females: An EEG study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1966, 20, 264-266.
- Young, J.P.R., Lader, M.H. and Fenton, G.W. A twin study of the genetic influences on the electroencephalogram. *Journal of Medical Genetics*, 1972, 9, 13-16.
- Zetterberg, L.H. Means and methods for processing of physiological signals with emphasis on the EEG analysis. In: Lawrence, J.H., Gofman, J.W. & Hayes, T.L. (Eds.). *Advances in biological and medical physics*, Vol. 16. New York: Academic Press, 1977, 41-91.
- Zung, W.W.K. & Wilson, W.P. Response to auditory stimulation during sleep. *AMA Archives of General Psychiatry*, 1961, 4, 548-552.
- Zung, W.W.K. & Wilson, W.P. Sleep and dream patterns in twins: Markov analysis of a genetic trait. *Recent Advances in Biological Psychiatry*, 1967, 9, 119-130.

Anhang A

GRUENDE FUER DEN AUSSCHLUSS VON PROBANDEN AUS DER STUDIE

Grund	Anzahl VP
Veränderung der experimentellen Bedingung	1
massive Artefakte im EEG durch Grundlinienschwankungen	1
Alkoholkonsum vor dem Experiment und massive Artefakte im EEG	1
Niederspannungs-EEG	2
nur eine Nacht im EEG-Labor verbracht	3
	8

Anhang B
DATEN ZUR BESCHREIBUNG DER STICHPROBE

Alter der Versuchspersonen

Alter in Jahren	Anzahl VP
19	6
20	11
21	5
22	1

Händigkeit

Händigkeit	Anzahl VP
Rechtshänder	20
Linkshänder	2
Beidhändig	1

Ausbildung

Zuletzt besuchte Schule	Anzahl VP
Real-/Sekundarschule	2
Mittelschule ohne Maturabschluss	1
Mittelschule mit Maturabschluss	3
Berufsschule Fachschule	15
Universität, ETH	0
andere Ausbildung	2

jetziger Beruf, resp. Berufsausbildung	Anzahl VP
Technische Berufe	1
Technisch-handwerkliche Berufe	6
Kaufmännische Berufe	5
Gastgewerbe	3
Landwirtschaft	1
Soziale Berufe	1
Dienstleistungsberufe	3
Hochschulstudium	3

Anhang C

AUSWAHL DER AUFEICHNUNGEN DES VERBALEN MATERIALS

Mutter mit zwei-jähriger und vier-jähriger Tochter

guet
du bisch aber ä Grossi
jetz mache mer blindi Chuä
jetz muesch eus fange
chunsch au
det isch er ja
jetz muesch mi fescht go packe cho
nachher müemer dich go wickle, Anna
tuesch dich nomal neimed verschtecke ?
so jetz han ich dich verwütscht
jetz hät sie mich verwütscht

Mutter mit ca. zwei-jähriger Tochter

das isch ä gueti Idee vo dir, a ganz ä gueti Idee
söll ich ämal luege ob ich en finde ?
es chan ja, gäll dis Bäbi cha das und wiä guet
wänn du em tuesch hälfe
das isch dänn schön
tuesch d'Chatz lieb hebe, ganz lieb
eus gfallts bi de Seraina, da bliibe mer
tüemer mal mit dene schpille
welle gfallt dir am beschte
mhh ja, jaja
ganz schöni wissi Socke häsch du
ich ha dir mal eis kauft
wetsch ämal es Bilderbüechli aluege
wetsch au ämal riite
nimmt mich aso wunder
söll ich ämal luäge
suechsch mer en du, bissoguetsuechsch mer en,
du finsch en doch au
wotsch au mit abbä cho ?
was wotsch für äs Chrönli ?
häsch Hunger ? Wäg was häsch dänn du kei Hunger ?
freusch dich ? meinsch chunt er richtig zu dir ?
meinsch er bringt dir öppis ?
oh, dä isch aber schön
wetsch du mal schpille, wetsch ämal ?

Mutter mit ca. eineinhalb-jährigem Sohn

schöön gmacht, suuber
hoppla, hämmer wieder ächli gseulet
isch's guet ?
häsch Hunger ? jaja, du häsch sicher Hunger
du chasch das nämli scho ganz guet
ja prima
wo sind diä andere Hündli ? det sind d'Hündli ja
du chasch dänn guet blettere
das machsch du ganz guet
schöön dräiä bis s'inne gönd
soli, fein
s'hät's Mami ja
guet
prima
das chasch du doch au
aha, das muesch au zeigä, dass du das chasch
guet häsch das gmacht
so fein, das häsch dänn guet gmacht
tuesch d'Finkli wieder aaleggä
ja det tuet mer drus trinkä

Mutter mit ca. drei-jährigem Sohn und viereinhalb-jähriger Tochter

jaja, du Luusbueb
wetsch nochli Bändli losä ?
ich bi froo, dass du mir bisch go poschtä
du häsch mir schaurig ghulfä
das häsch guet gmacht
ich dank dir, dass du gange bisch
Stüürmi
du bisch dänn en Schatz
du tuesch dänn i dä Schiiferiä probierä
du bisch en Langwiiler

Lehrer mit 2. Klasse Gymnasium (Lateinstunde)

da hat sie völlig recht
ja, ist richtig, ja
da hat sie recht
schön, hat sie recht, wunderbar
schön
sehr schön
schön, halbschön
das isch guet
gut, ja, schön
ja, das ist reif, ja
das isch en wunderschöne lischtieg gsi
jetzt ist die Anja da, schön
aber das macht er natürlich jetzt mit der linken Hand
schön ja
ja, natürlich
ok, ja ist gut gewesen
was hat der für ein Gefühl- ein wunderschönes Gefühl
das ist gut gemacht
das wär' noch drin

Lehrer mit 3. Sekundarklasse (Deutschunterricht)

Dieser Lehrer verwendete praktisch keine lobenden
Aeusserungen. Vermutlich ausgelöst durch meine
Präsenz in der Klasse, äusserte er wenige Male
das Wort 'gut'.

Lehrerin mit 2. Klasse Gymnasium (Französischstunde)

bravo, sehr gut, prima
ja, ist gut, er hat eine schöne Aussprache
ja, sehr schön
ja, das ist auch gut, prima
das finde ich eine gute Technik
ja, das ist gut
das ist schon gut
ein gutes Gedächtnis
sehr schön
mhm ja
sehr schön ja
das ist auch ganz wichtig und entscheidend
ja genau
gut
jetzt macht's euch aber wesentlich weniger Schwierigkeiten
als gestern
das ist aber toll, dass ihr das gemacht habt
guet
das ging doch sehr viel besser als gestern
das ist aber aufmerksam wie du da korrigierst
das ist richtig, Stephan
sehr gut

ja, es ist schon richtig
das ist sehr richtig so
Claudine macht immer noch so liebenswürdige Varianten
der Reto streckt unermüdlich auf
Stephan ist schon zum Einsatz bereit
schön, zum Schluss
es geht schnell vorwärts jetzt
die Lektion 21 habt ihr sehr schnell gemacht
das ist gut, sag's mal schnell
hast du die Idee grad gehabt ?
genau, richtig
du weisst es einfach ? -
das ist richtig, dass dir das in den Sinn kommt
jawohl, ist richtig
sehr gut, prima
sehr schön, sehr gut
guet, prima
isch guet
genau
ja, das ist richtig
und ganz schön hast du daran gedacht
ganz schön formuliert
bravo, très bien

gleiche Lehrerin mit 2. Klasse Gymnasium (Deutschstunde)

das ist richtig, Corine
so ist's richtig
genau
das ist gut, Pascall
aber es tut gut, wenn ihr gegenseitig einander hilft
Christian, sehr mutig
das ist richtig
guet, ja
das ist sehr verständlich
sehr schön ja
ja, gut
das ist nun ein sehr wichtiger Beitrag zur Diskussion
der Gedanke von Corine ist schon sehr wichtig und ernst zu nehmen
das ist auch ein sehr wichtiger Gedanke, Christoph
das ist natürlich flott
das ist ja wirklich eine Leistung (ironisch)
das ist ein interessanter Gedanke
das ist sehr gut
ja, aha
jawohl, das ist richtig
jawohl, das ist richtig die Ueberlegung
das ist richtig, ja
jawohl
sehr gut, Corine
ist richtig
das ist wichtig, dass du mir das sagst
das ist richtig
ja, guet
richtig

gut, jawohl
mhm
sehr schön
genau, richtig
Daniela macht's gut, fast alle Beispiele hast du jetzt
aufgestellt
guet, prima

A

Zeitungsausschnitte

die sieben Kantone werden sich in einer gemeinsamen
Stellungnahme äussern

jedenfalls dürften Warnungen von aussen von sekundärer
Bedeutung sein

neben der Arbeitsteilung und dem Kapazitätsabbau sind noch
die folgenden Massnahmen vorgesehen

Hauptanreiz scheint die grundsätzlich optimistische
Beurteilung der amerikanischen Wirtschaft

das Energiebudget für das kommende Fiskaljahr erführe
eine beträchtliche Straffung

damit haben die Kapitalmarktzinsen das Höchstniveau des
vergangenen Jahres erreicht

das Leistungsbilanzdefizit liess kaum eine Zinssenkung erwarten

eine weitere Reduzierung von Investitionen unter Beibehaltung
der lebenswichtigen Objekte

zu seinen Kompetenzen gehört die Sanierung der Wirtschaft

aussenpolitische Probleme wurden nur am Rande erwähnt

In Anbetracht der Zeitdifferenz erscheint es wahrscheinlich

die inneren Angelegenheiten dieses Staates seien nicht
Gegenstand von Erörterungen zwischen Drittländern

die Regierung habe ihre Bereitschaft bekannt gegeben

eine Verstärkung der industriellen Zusammenarbeit scheint
beiden erstrebenswert

man könne nicht gegen ihre Stationierung in Europa sein

das Problem muss von entsprechenden Experten beurteilt werden

Anhang D

DIE ZUR BEURTEILUNG ZUSAMMENGESTELLTEN SAETZE

- 1 tuesch d'Chatz lieb hebe ganz lieb
- 2 eus gfallts bi dir da blibe mer
- 3 die Kapitalmarktzinsen erreichen das Höchstniveau
- 4 jawohl, das hast du richtig gemacht
- 5 es ist kaum eine Zinssenkung zu erwarten
- 6 eine Reduzierung von Investitionen
- 7 das chasch du scho
- 8 deine Ueberlegung ist sehr richtig
- 9 bravo, ganz fein machsch du das
- 10 seine Kompetenz ist die Sanierung der Wirtschaft
- 11 aussenpolitische Probleme wurden erwähnt
- 12 fast alle Beispiele hast du aufgestellt
- 13 du bisch aber en Grosse
- 14 die Regierung zeigte ihre Bereitschaft
- 15 du hast es ganz schön formuliert
- 16 die industrielle Zusammenarbeit
- 17 jetz muesch mich fescht go packe cho
- 18 nachher müemer dich go wickle
- 19 das ist ein sehr wichtiger Beitrag
- 20 ja, du hast eine schöne Aussprache
- 21 das muesch au zeige, dass du das chasch
- 22 das häsch dänn guet gmacht
- 23 das ist ganz wichtig und entscheidend
- 24 das ist aber toll, dass du das gemacht hast
- 25 das Problem muss von Experten beurteilt werden
- 26 das ist aber aufmerksam wie du da korrigierst
- 27 das Problem wurde von Experten beurteilt
- 28 ja, det tuet mer drus trinke
- 29 das ist aber aufmerksam wie du da korrigierst
- 30 hoppla, jetzt hämmer wider ächli gseulet
- 31 du chasch dänn guet blettere
- 32 ja ja du Luusbueb
- 33 die Lektion hast du sehr gut gemacht
- 34 du bisch dänn en Schatz
- 35 Massnahmen für Kapazitätsabbau
- 36 das isch ä ganz gueti Idee vo dir
- 37 Warnungen von aussen sind sekundär
- 38 die optimistische Beurteilung der Wirtschaft
- 39 da hast du völlig recht
- 40 das Energiebudget erführe eine Straffung
- 41 dein Gedanke ist schon sehr wichtig
- 42 soll ich ämal luege ob mir en findet ?
- 43 das ist ein interessanter Gedanke

Anhang E
BEURTEILUNG DER 43 SÄTZE

Instruktion

Sie hören kurze Sätze.

Die Sätze wurden aus verschiedenen Situationen gesammelt:

- A eine Mutter spricht zu ihrem Kind (2-4Jahre alt)
- B zwei Jugendliche unterhalten sich
- C ein Erwachsener informiert
- D eine Lehrerin spricht zu ihren Schülern (13 Jahre alt)

Ich spiele Ihnen die Sätze vor. Ordnen Sie bitte die Sätze zu je einer Situation zu, oder, wenn Sie sich nicht entscheiden können zu E.

Dann beurteilen Sie bitte wie häufig so ein Satz in einer Situation benutzt wird. Bitte geben Sie dann an wie der Satz auf Sie wirkt: angenehm oder unangenehm.

GIB MIR DE NUGGI

- Situation A
- häufig
- unangenehm

Gibt es noch Fragen ?

Tafelanschrift

- A eine Mutter spricht zu ihrem Kind (2 - 4 Jahre alt)
- B zwei Jugendliche unterhalten sich (Alter 15 - 17 Jahre)
- C ein Erwachsener informiert
- D eine Lehrerin spricht zu ihren Schülern (13 Jahre alt)
- E keine Zuordnung möglich, andere Situation

Schematische Darstellung des Antwortbogens

Satz

- | | | | | | | | |
|-----|-------------|---|---|------------|--------|--|-------------|
| 1. | A | B | C | D | E | | |
| | sehr häufig | | | häufig | selten | | sehr selten |
| | angenehm | | | unangenehm | | | |
| 2. | A | B | C | D | E | | |
| | sehr häufig | | | häufig | selten | | sehr selten |
| | angenehm | | | unangenehm | | | |
| 3. | A | B | C | D | E | | |
| | sehr häufig | | | häufig | selten | | sehr selten |
| | angenehm | | | unangenehm | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| . | | | | | | | |
| 43. | A | B | C | D | E | | |
| | sehr häufig | | | häufig | selten | | sehr selten |
| | angenehm | | | unangenehm | | | |

Anhang F

ZUSAMMENFASSENDE DARSTELLUNG DER AM HAEUFIGSTEN RICHTIG EINGESCHAETZTEN SAETZE

Satz Nr	Anzahl		Rater		
	richtige Ein- schätzung	sehr häufig, häufig	selten, sehr selten	angenehm	unangenehm

Mutter-Kind

1	20	18	1	17	2
7	17	14	5	14	5
9	18	19	1	19	1
13	18	18	2	11	7
17	17	8	12	8	11
18	19	17	2	11	8
28	16	18	2	14	6
30	20	19	1	9	11
31	18	11	9	11	9
32	20	18	2	12	8
34	20	18	2	16	4
42	15	16	4	15	4

Schule

4	19	18	1	18	-
8	18	17	3	14	6
12	18	9	10	12	6
20	17	11	9	15	3
26	18	3	17	18	2
33	20	9	11	16	4
41	15	11	9	9	11
43	15	9	11	16	4

Erwachsener

3	17	15	5	6	12
5	16	14	6	6	13
10	16	6	14	7	12
11	18	19	1	12	7
16	15	10	9	12	6

Anhang G
PROTOKOLL

VP Nr.

Datum der Ableitung:

Ableitungszeit Beginn:

Ende:

Band Nr.

Counter Nr. von:

bis:

Kanäle auf Band nach Routine:
oder:

Bandgeschwindigkeit:

Verstärkung : μV

Filter : Hz

Zeitkonstante : sec

Bemerkungen

Anhang H
FRAGEN ZUM SCHLAFVERHALTEN

Schlafverhalten I

Sind Sie ein guter Schläfer ?

- 1 sehr gut
- 2 gut
- 3 mittelmässig
- 4 schlecht
- 5 sehr schlecht

Wieviel Schlaf brauchen Sie durchschnittlich, normalerweise ?

- 1 weniger als 4 Stunden
- 2 4 bis 5 Stunden
- 3 5 bis 6 Stunden
- 4 6 bis 7 Stunden
- 5 7 bis 8 Stunden
- 6 8 bis 9 Stunden
- 7 mehr als 9 Stunden

Wie häufig erwachen Sie nachts normalerweise ?

- 1 nie
- 2 1- bis 2-mal
- 3 3- bis 5-mal
- 4 6- bis 10-mal
- 5 häufiger

Haben Sie Schlafprobleme ?

beim Einschlafen

- 1 ja
- 2 nein

beim Durchschlafen

- 1 ja
- 2 nein

Erwachen Sie zu früh morgens ?

- 1 ja
- 2 nein

Wie häufig haben Sie Schlafprobleme ?

- 1 nie
- 2 1- bis 10-mal im Jahr
- 3 1- bis 5-mal im Monat
- 4 immer

Schlafverhalten II

Wie haben Sie geschlafen ?

- 1 sehr gut
- 2 gut
- 3 mittelmässig
- 4 schlecht
- 5 sehr schlecht

Wie oft sind Sie erwacht ?

- 1 überhaupt nicht
- 2 1- bis 2-mal
- 3 3- bis 5-mal
- 4 6- bis 10-mal
- 5 häufiger als 10-mal

Fühlen Sie sich ausgeruht ?

- 1 ja sehr
- 2 ja, es geht
- 3 nein, nicht besonders
- 4 überhaupt nicht

Erinnerungen

Können Sie sich an etwas erinnern ?

- 1 ja
- 2 nein

wenn ja bitte beschreiben Sie Ihre Erinnerungen möglichst genau.

Zusätzliche Fragen

(nur bei 2. Gruppe der Probanden erhoben)

Wieviele Stunden haben Sie

gestern		
vorgestern		
vorvorgestern		geschlafen ?

Erste Nacht

Fühlen Sie sich jetzt

- 1 sehr müde
- 2 müde
- 3 leicht müde
- 4 nicht müde
- 5 frisch ?

Zweite Nacht

Fühlen Sie sich jetzt

- 1 sehr müde
- 2 müde
- 3 leicht müde
- 4 nicht müde
- 5 frisch ?

Anhang I

SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER RANDOMISIERTEN REIZDARBIETUNG UEBER ZWEI NAECHTE

Versuchspersonen

1	2	3	4	5	6
7	8	9	10	11	12
13	14	15	16	17	18
19	20	21	22	23	24
25	26	27	28	29	30
31					

1. Nacht

Stadium 2	j	jc	e	ec	k	kc
Stadium 3	k	kc	j	jc	e	ec
Stadium 3	kc	j	jc	e	ec	k
Stadium REM	e	ec	k	kc	j	jc
Stadium 2	jc	e	ec	k	kc	j
Stadium 3	j	jc	e	ec	k	kc
Stadium REM	ec	k	kc	j	jc	e
Stadium REM	k	kc	j	jc	e	ec
Stadium 2	e	ec	k	kc	j	jc

2. Nacht

Stadium 2	ec	k	kc	j	jc	e
Stadium 3	jc	e	ec	k	kc	j
Stadium 3	e	ec	k	kc	j	jc
Stadium REM	kc	j	jc	e	ec	k
Stadium 2	k	kc	j	jc	e	ec
Stadium 3	ec	k	kc	j	jc	e
Stadium REM	j	jc	e	ec	k	kc
Stadium REM	jc	e	ec	k	kc	j
Stadium 2	kc	j	jc	e	ec	k

k = Mutter-Kind j = Schule e = Erwachsener c = Kontrolle

Anhang J

INSTRUKTION FÜR DIE VERSUCHSPERSONEN ÜBER DEN VERLAUF DES EXPERIMENTS

Es werden während dem Schlaf mehrere sprachliche Reize (Sätze) über Tonband abgespielt. Sie werden aber dadurch nicht unbedingt geweckt. Schlafen Sie ruhig weiter.

Falls Sie dennoch erwachen sollten, bitte ich Sie noch für etwa 2 min ruhig liegen zu bleiben, und sich nicht zu bewegen, und erst dann sich in eine andere Schlafstellung umzudrehen.

Durch die Gegensprechanlage (wird jeweils getestet) können Sie sich mit mir in Verbindung setzen. Auch kann die Türe von innen geöffnet werden.

Am Morgen (ca. 7 Uhr) werden Sie über Tonband geweckt. Sie werden aufgefordert Ihre Träume zu erzählen und anschliessend Ihre Erinnerung an die Reize mitzuteilen. Bitte bleiben Sie erst 2 min ruhig liegen, bevor Sie dann Ihre Erinnerungen mitteilen. Ihre Äusserungen werden auf Tonband aufgenommen.

Der erste Reiz ist eine Aufforderung die Augen zu öffnen und sie dann wieder zu schliessen. Bitte halten Sie sich an diese Aufforderung.

Vielen Dank für Ihre Mitarbeit

Anhang K

NACHWEIS DER VERWENDETEN AUSWERTUNGSPROGRAMME

MASTER.EEG

CLEAR

Modifikation von Datenbank-Parametern.

DBANK

Datenbankanschluss für die nachfolgenden Auswertungen. Mit Hilfe dieses Programms wird die Datenmenge beschrieben, die allen anschliessenden Programmen zugrunde gelegt werden soll.

FLUCT

Graphische Darstellung von Fluktuationen der spektralen Verteilung bei wiederholten Messungen am gleichen Individuum unter vergleichbaren Versuchsbedingungen.

MUSTER

Berechnen EEG-Spektralmuster/charakteristische Variabilität aus einer Folge von Spektren mit wahlweisem Eintrag in die Datenbank.

PLOTTER

Anschluss Versatec-Plotter in Verbindung mit der Prozedur "EEGPLOT".

REORG

Reorganisation der Datenbank.

SAVE

Abspeichern der Verweislisten aus dem Workbereich.

TEST

Status-Information über die Datenbank, Verweislisten, Prüflisten (physikalisch und sequentiell).

TRANS

Spektralanalyse von EEG-Zeitreihen mittels Fourier-Transformation ab Magnetband.

PSYCHLIB

KYSTPLUS

Das von den Bell Laboratories stammende Programm KYST-2A (J.B.Kruskal) wurde am RZU in einer erweiterten Form implementiert. Die neu in das Programm aufgenommene Clusteranalyse ist speziell auf das Problem unterschiedlich grosser und verschieden homogener Gruppierungen bei gleichzeitiger Berücksichtigung von isolierten Elementen zugeschnitten. Es sind maximal 350 Objekte/Punkte (61075 Datenwerte) und 16 Dimensionen zugelassen.

PROGRAMME VON VOLKER CONEN

PROFIL

Programm zum Vergleich von Profilgruppen und zur Bestimmung gruppentypischer Regionen ordinal-skalierten Profile.

SELECT

Programm zur Bestimmung der vom Schwerpunkt eines Clusters am meisten abweichenden Punkte aufgrund ihrer Koordinaten.

STEPCLUS

Nicht-sphärische Clusteranalyse

Anhang L

ZUSAMMENSTELLUNG DER TRAUM- UND REIZERINNERUNGEN UND DAS WIEDERERKENNEN DER REIZE

VP	TRAUMERINNERUNG 1.Nacht	2.Nacht	ERINNERUNG 1.Nacht	AN REIZE 2.Nacht	WIEDER- ERKENNEN
2	Familie	Militär	-	-	-
3	geträumt, no recall	Militär	Reize gehört, leicht erwacht no recall	-	-
4	geträumt, no recall	geträumt, no recall	Reizen Beginn	der Reiz beginnt	-
5	-	-	dies ist der erste Reiz, Reiz gehört, no recall	dies ist der erste Reiz	-
6	-	-	von Reiz ge- weckt worden	das ist der erste Reiz	-
7	-	-	-	dies ist die erste Frage	-
8	Militär	-	Reiz Nr. 1	das ist der Reiz Nr. 1	-
9	Gespräch über Sätze mit VL	Sätze auf Teller aufge- schrieben	sei lieb mit der Katze, Sätze in Fremd- sprache, Kauderwelsch	das Experi- ment beginnt oder das ist der erste Reiz Kauderwelsch	j, k, sinnlose Reize
10	-	-	das ist der erste Reiz	einfache Aussage: und das ist gut	j
15	-	-	Reiz gehört, nicht ver- standen	-	1. Reiz
16	-	-	-	-	1. Reiz

VP	TRAUMERINNERUNG		ERINNERUNG AN REIZE		WIEDER- ERKENNEN
	1.Nacht	2.Nacht	1.Nacht	2.Nacht	
17	Militär	-	Reiz gehört, nicht ver- standen	-	-
18	-	Militär	-	-	1. Reiz
19	-	-	Rauschen	Rauschen	-
20	-	-	-	-	-
21	Motorrad- fahrt	-	-	-	1. Reiz
23	-	geträumt, no recall	-	-	1. Reiz
24	Militär	-	das ist der erste Reiz	das ist der erste Reiz	-
25	-	geträumt, no recall	Reiz gehört, no recall	Reize gehört, no recall	1. Reiz, j, sinnlose Reize
27	-	Krieg, Go-cart, Picknick mit Katze	-	das ist der erste Reiz, Reiz hatte mit Katze zu tun	k, sinnloser Reiz
29	geträumt, no recall	geträumt, no recall	Reiz hat mit Schule zu tun, wurde geweckt, 'ganz lieb'	der erste Reiztest	j, k, sinnlose Reize
30	Militär	geträumt, no recall	von Reiz geweckt	von Reiz geweckt, no recall	1. Reiz, sinnloser Reiz
31	-	Militär	-	-	-

k = Mutter-Kind, j = Schule, 1. Reiz = Habituationsreiz
no recall = keine Erinnerung an das Ereignis

LEBENS LAUF

Cornelia C. Müller, geboren am 25. September 1950 in Zürich
Bürgerin von Zürich und Basel

- 1958 - 1967 Primar- und Sekundarschule in Zürich
- 1967 - 1971 Unterseminar, Töcherschule der Stadt Zürich
1971 Abgangszeugnis des Unterseminars
- 1971 - 1972 Oberseminar des Kantons Zürich
1973 Fähigkeitszeugnis für Primarlehrer
- 1972 - 1978 Studium der klinischen, experimentellen und physiologischen
 Psychologie an der Philosophischen Fakultät I der Universität
 Zürich
1978 Lizentiat der Philosophischen Fakultät I der Universität Zürich
 in Psychologie (Hauptfach) und Neurophysiologie (Nebenfach)
- 1978 - 1980 Tierexperimentelle Forschung in physiologischer Psychologie
 am Institut für Vergleichende und Physiologische Psychologie
 der Universität Düsseldorf
- 1980 - 1986 Beschäftigung mit der vorliegenden Forschungsarbeit
- 1982 - 1984 Auswertung einer epidemiologischen Untersuchung an der
 Psychiatrischen Universitätsklinik Burghölzli Zürich
- seit 1981 Ausbildung zur Verhaltenstherapeutin SGVT im Rahmen der
 Schweizerischen Gesellschaft für Verhaltenstherapie (SGVT)

